

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE
FACULTÉ D'ÉDUCATION PHYSIQUE ET SPORTIVE
DÉPARTEMENT DE KINANTHROPOLOGIE


Effets de la technique de soulèvement, de l'angle de dépôt de la charge et de la vitesse de
soulèvement sur les composantes du moment net à l'articulation L5/S1

Yves G. Levesque

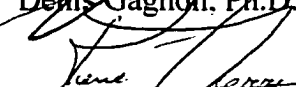
18-99

Mémoire de maîtrise

Co-directeurs de recherche:


Denis Gagnon, Ph.D.

:


René Therrien, Ph.D.

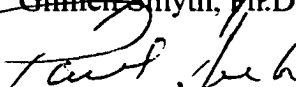
Membre du comité

:


Gilmen Smyth, Ph.D.

Doyen de la faculté

:


Paul Deshaies, Ph.D.

Décembre 2001



**National Library
of Canada**

**Acquisitions and
Bibliographic Services**

**395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada**

**Bibliothèque nationale
du Canada**

**Acquisitions et
services bibliographiques**

**395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada**

Your file Votre référence

Our file Notre référence

The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

The author retains ownership of the copyright in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur qui protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

0-612-74456-6

Canada

RÉSUMÉ

La manutention de charge est toujours une composante primaire du travail de plusieurs gens. Le choix d'une technique idéale est toujours ambiguë et les risques associés à la combinaison de la manutention et des mouvements exécutés hors du plan sagittal sont peu documentés.

L'objectif primaire de l'étude est d'évaluer l'effet des trois principales techniques de soulèvement (technique des jambes, technique du tronc et technique libre) sur les composantes du moment dans les trois plans de mouvements à l'articulation L5/S1. Le second objectif de l'étude est de déterminer l'effet du dépôt hors du plan sagittal (dépôt à 15° et dépôt à 30°), toujours sur les composantes des moments nets à l'articulation L5/S1. Finalement, l'étude considère aussi l'effet de la vitesse du soulèvement (vitesse lente et vitesse rapide) sur ces mêmes composantes des moments nets.

Un modèle segmentaire en trois dimensions initié à partir de deux plates-formes dynamométriques est utilisé afin d'évaluer les effets de la technique de manutention, de l'angle de dépôt de la charge et de la vitesse d'exécution du soulèvement sur les composantes des moments nets à l'articulation L5/S1. Sept jeunes adultes mâles, en santé et exempts de douleur lombaire pour une période de un an, accepte de participer à l'étude. Des analyses de variance (ANOVA) avec mesures répétées permettent d'identifier les effets des variables indépendantes sur les composantes des moments nets à l'articulation L5/S1. Un test post-hoc de Scheffé identifie les différences entre les moyennes pour les effets principaux qui sont significativement différentes.

L'effet de la variation de la technique de manutention n'a aucun effet significatif sur les composantes des moments nets (rotation axiale, flexion latérale et extension) à l'articulation L5/S1. Pour ce qui est de l'effet de l'angle de dépôt de la charge, des différences significatives sont présentes pour la condition du dépôt de 30° en rotation axiale du côté droit et en flexion latérale du côté gauche. La vitesse de soulèvement rapide engendre une augmentation significative des composantes de rotation axiale du côté droit, en flexion latérale du côté gauche et de façon importante en extension (environ 50 N.m).

Le dépôt de la charge à l'angle de 30° et l'exécution rapide du soulèvement sont les variables qui entraînent des considérations sur le plan biomécanique. Le dépôt hors du plan sagittal engendre une augmentation de la composante de rotation axiale et de flexion latérale associée à la trajectoire du mouvement et à l'éloignement de la charge du corps respectivement. Le chargement lombaire associé à l'exécution rapide du soulèvement occasionne une élévation du chargement lombaire à l'articulation L5/S1.

Certaines recommandations peuvent être considérées à partir de ces résultats:

- Éviter la rotation axiale du tronc lorsque les pieds sont fixes; garder le tronc dans une position neutre tout en déplaçant les pieds afin de pivoter du côté voulu.
- Garder la charge près du corps afin de réduire l'augmentation du moment de flexion latérale à l'articulation L5/S1.
- Éviter les soulèvements rapides au profit d'une technique plus lente afin de réduire la compression à l'articulation L5/S1.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	i
RÉSUMÉ	ii
LISTES DES TABLEAUX	vi
LISTE DES FIGURES	vii
 CHAPITRE I	 1
Énoncé d'introduction	1
Épidémiologie des maux de dos	1
Problématique des techniques de soulèvement de charge	3
Aspects biomécaniques reliés aux techniques de manutention	4
Cinématique et techniques de manutention	4
Cinétique et techniques de manutention	7
Activité musculaire et technique de manutention	10
Autres aspects reliés aux techniques de manutention	12
Aspects physiologiques des techniques de manutention	12
La pression intra-abdominale	13
Le port d'une ceinture lombaire	13
Énoncé du problème	15
Hypothèses de recherche	16
Importance de l'étude	16
 CHAPITRE II	 18
Méthodologie	18
Les sujets	18
Techniques de mesure	18
Procédure	21
Tâches	21
Protocole expérimental	22
Directives	23
Traitement des données expérimentales	24
Description du modèle segmentaire dynamique 3D	24
Traitements statistiques	24
Variables indépendantes	25
Variables dépendantes	25
 CHAPITRE III	 26
Résultats	26

Composante du moment de rotation axiale à l'articulation L5/S1	26
Effet de la technique de manutention	26
Effet de l'angle de dépôt	28
Effet de la vitesse d'exécution	29
Composante du moment de flexion latérale à l'articulation L5/S1	30
Effet de la technique de manutention	30
Effet de l'angle de dépôt	31
Effet de la vitesse d'exécution	32
Composante du moment d'extension à l'articulation L5/S1	33
Effet de la technique de manutention	34
Effet de l'angle de dépôt	34
Effet de la vitesse d'exécution	35
CHAPITRE IV	37
Discussion	37
Effet de la technique de manutention sur les composantes du moment net à l'articulation L5/S1	37
Effet de l'angle de dépôt de la charge sur les composantes du moment net à l'articulation L5/S1	39
Effet de la vitesse d'exécution du soulèvement de la charge sur les composantes du moment net à l'articulation L5/S1	41
CONCLUSION	44
RÉFÉRENCES	46
ANNEXES	53
Annexe A - Formulaire de consentement	53
Annexe B - Questionnaire de l'aptitude à l'activité physique (Q-AAP)	54

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 - Caractéristiques anthropométriques des sujets de l'étude.	19
Tableau 2 - Description des tâches expérimentales	21
Tableau 3 - Analyse statistique de l'effet de la technique de manutention sur la composante du moment de rotation axiale	27
Tableau 4 - Analyse statistique de l'effet de l'angle de dépôt de la charge sur la composante du moment de rotation axiale	28
Tableau 5 - Analyse statistique de l'effet de la vitesse d'exécution sur la composante du moment de rotation axiale	29
Tableau 6 - Analyse statistique de l'effet de la technique de manutention sur la composante du moment de flexion latérale	31
Tableau 7 - Analyse statistique de l'effet de l'angle de dépôt de la charge sur la composante du moment de flexion latérale	32
Tableau 8 - Analyse statistique de l'effet de la vitesse d'exécution sur la composante du moment de flexion latérale	32
Tableau 9 - Analyse statistique de l'effet de la technique de manutention sur la composante du moment d'extension	34
Tableau 10 - Analyse statistique de l'effet de l'angle de dépôt de la charge sur la composante du moment d'extension	35
Tableau 11 - Analyse statistique de l'effet de la vitesse d'exécution sur la composante du moment d'extension	36

LISTE DES FIGURES

Figure 1 - Effet de la technique de manutention, de l'angle de dépôt de la charge et de la vitesse d'exécution sur la composante du moment de rotation axiale à l'articulation L5/S1	27
Figure 2 - Effet de la technique de manutention, de l'angle de dépôt de la charge et de la vitesse d'exécution sur la composante du moment de flexion latérale à l'articulation L5/S1	30
Figure 3 - Effet de la technique de manutention, de l'angle de dépôt de la charge et de la vitesse d'exécution sur la composante du moment d'extension à l'articulation L5/S1	33

CHAPITRE I

Énoncé d'introduction

Depuis bon nombre d'années, les efforts de plusieurs chercheurs de divers domaines se concentrent sur les lombalgies. Les études d'analyse du mouvement sont l'une de ces disciplines qui essaient de mettre en évidence les techniques qui permettent de rendre plus sécuritaires nos méthodes de travail tout en fournissant de l'information supplémentaire sur le fonctionnement biomécanique du corps humain.

Certains facteurs épidémiologiques poussent les chercheurs à se concentrer sur les lombalgies. Dans la section qui suit, les principaux facteurs épidémiologiques qui sont associés aux lombalgies sont exposés. Le point d'intérêt de la présente étude se situe au niveau des techniques de manutention. Afin de bien comprendre les composantes biomécaniques des techniques à l'étude, la section sur la problématique des techniques de soulèvement identifie les différences entre les techniques à l'étude et expose les résultats issus de la littérature. Les éléments biomécaniques sont élaborés davantage dans la section sur les aspects biomécaniques des techniques de soulèvement. Il est important de mentionner que la revue de la littérature a permis de constater que les études sur les lombalgies ne s'attardent pas qu'aux composantes biomécaniques. Ainsi, la physiologie des techniques de soulèvement, l'influence de la pression intra-abdominale et les effets du port d'une ceinture lombaire sont aussi discutés dans la section finale de ce chapitre.

Épidémiologie des maux de dos

Loisel, Durand, Gosselin, Simard et Turcotte (1996) considèrent les maux de dos comme «une problématique de santé à l'origine de nombreuses incapacités et de coûts considérables, au point de constituer un des 19 objectifs de santé prioritaires du Ministère de la santé et des services sociaux du Québec». Ces mêmes auteurs estiment que 50 à 80% de la population sera touchée par cette condition au cours de leur vie. Rudy, Boston, Lieber, Kubinski et Delitto (1995) rapportent que 50 à 70% des adultes souffrent déjà de douleur au dos.

La Commission de la Santé et de la Sécurité au Travail (CSST) du Québec (1989) rapporte que 32% des lésions professionnelles se produisent chez les manutentionnaires et les spécialistes de la fabrication. La lombalgie est une maladie commune et morbide dans le

milieu du travail au Canada et au Québec (Loisel et al., 1996). En 1989, la CSST du Québec a reçu 61 657 demandes de compensation pour des blessures au dos (CSST, 1993). Selon ce même rapport, 80% des blessures étaient au niveau dorsal, lombaire ou lombo-sacré. Loisel et al. (1996) s'appuient sur des statistiques canadiennes pour souligner que 26% des accidents de travail se rapportent au dos.

En plus de causer beaucoup de souffrance, les lombalgies entraînent de nombreux coûts au niveau des soins de santé ainsi que d'énormes pertes en productivité au sein des entreprises (Rudy et al., 1995). En 1988, selon la CSST (1993), environ 200 millions de dollars furent déboursés pour les lombalgies au Québec. Cinq ans plus tard, les coûts d'indemnisation des lésions vertébrales se chiffraient au delà de 427 millions de dollars.

Le durée d'absentéisme associé aux maux de dos est en moyenne de 41 jours. Cependant 12% des travailleurs avec des lésions vertébrales peuvent s'absenter jusqu'au delà de 90 jours (CSST, 1993). Loisel et al. (1996) mentionnent qu'un retour au travail trop hâtif peu entraîner la chronicité. De plus, ils mentionnent aussi que plus l'absence se prolonge, plus les chances de pouvoir ré-intégrer le travail diminuent. Après six mois d'absence, les chances de retourner au travail ne sont que de 50% et après un an la probabilité de retourner est de 25%.

Selon l'étude de Loisel et al. (1996), les hommes autant que les femmes sont à risque. Cependant, le pourcentage d'hommes qui réalisent un travail à risque est nettement supérieur. Ils mentionnent aussi que la probabilité d'incidence d'une blessure au dos est à son maximum entre 20 et 30 ans.

Loisel et al. (1996) ont identifié certains facteurs pour cibler les travaux plus à risque. Ils mentionnent les travaux physiques lourds, la manutention et le soulèvement de charge, les actions de pousser, de transporter, de maintenir et de projeter des charges, le maintien d'une posture statique, que ce soit assis, debout ou penché et l'exposition aux vibrations affectant le corps entier et surtout liées à la conduite de véhicule.

D'autres auteurs ont aussi tenté de déterminer certaines causes des lombalgies. McGill (1997) associe les travaux répétitifs et sédentaires ainsi que les travaux qui comportent des postures assises aux maux de dos. Hsiang, Brogmus, et Courtney (1997) ont déterminé que le soulèvement de charge est une cause des lombalgies. Farfan (1970) mentionne que le

mouvement de rotation peut causer du dommage évident au sein des structures internes de la vertèbre. Selon Liu, Goel, DeJong, Nishiyama et Buckwalter (1985), c'est la répétition prolongée de rotations axiales qui entraîne la dégénérescence articulaire de la structure vertébrale. Shirazi-Adl (1989) de son côté associe plutôt la flexion latérale à l'affaissement du disque. McGill (1997) soutient aussi que la flexion latérale cause la compression de la colonne et est associée aux lombalgies.

D'autres auteurs tentent d'associer la combinaison de mouvements à l'accroissement du risque de lombalgie. Gunzburg, Hutton et Fraser (1991) avancent que la combinaison de la rotation du tronc et du soulèvement de charge est probablement la cause principale de lombalgie. Gagnon, Plamondon et Gravel (1993) avancent que la combinaison de la flexion et de la flexion latérale représente un danger apparent pour les structures vertébrales.

L'ensemble des résultats de la littérature semble associer plusieurs tâches qui comportent des risques de lombalgie. Que ce soit par l'entremise de leur emploi ou tout simplement en effectuant des tâches de la vie quotidienne, les gens se retrouvent fréquemment dans des situations à risque.

Problématique des techniques de soulèvement de charge

Existe-t-il une technique idéale de soulèvement de charge? C'est une question que plusieurs tentent de résoudre depuis longtemps. La manutention de charge est une tâche commune pour les employés des industries et des manufactures. Cette pratique ne semble pas en voie de disparaître dans les années futures (Kuorinka, Lortie et Gautreau, 1994). Ceux-ci ont tenté de déterminer la technique idéale et concluent que l'existence de la technique parfaite n'est qu'une simple illusion. Ils ajoutent que les manutentionnaires qui semblent utiliser une technique dite correcte sont rares.

Les trois principales techniques généralement étudiées sont le *squat*, le *stoop* et le style libre. *Squat* est un terme anglo-américain qui signifie s'accroupir (Robert, 1989). Cette technique de soulèvement se caractérise par le maintien du tronc droit combiné à la flexion des genoux. Il s'agit de soulever la charge principalement à l'aide des jambes en gardant le dos bien droit (Schipplein, Trafimow, Andersson et Andriachi, 1990). Le soulèvement avec le tronc droit est aussi fréquemment nommé *leglift*. Pour faciliter la rédaction et la lecture de ce

document, l'expression «technique des jambes» sera utilisée comme équivalent de *squat* et *leglift*. *Stoop* est le nom donné à la technique opposée au squat. Ce terme signifie se baisser, se pencher, se courber (Atkins, Duval, Milne, Cousin, Lewis, Sinclair, Burks et Lamy, 1990). Pour cette technique de soulèvement, le sujet doit garder les jambes droites et fléchir le tronc; le soulèvement se fait donc principalement par l'entremise du tronc (Schipplein et al., 1990). Elle est aussi nommée *backlift*. L'expression utilisée dans la présente étude comme équivalent de *stoop* et *backlift* est «technique du tronc». Le style libre est l'intermédiaire des deux méthodes précédentes. Cette technique se caractérise par l'absence d'extension des genoux ou des hanches pendant la durée totale du mouvement. Ce type de soulèvement comporte donc des flexions simultanées des genoux et du tronc (Zhu et Zhang, 1990).

Les études où le choix de la technique n'est pas imposé démontrent généralement que les sujets utilisent le style libre ou la technique du tronc (Burgess-Limerick, Abernethy, Neal et Kippers, 1995). Kumar (1984) mentionne que les sujets préconisent la technique libre car celle-ci favorise la réduction de l'effort musculaire. Il ajoute que la technique des jambes est la technique la plus exigeante au point de vue métabolique.

Aspects biomécaniques reliés aux techniques de manutention

Cette section s'attarde plus en détail aux aspects biomécaniques des techniques de soulèvement de charges. Trois aspects principaux sont exposés: la cinématique, la cinétique et l'activité musculaire.

Cinématique et techniques de manutention

Toussaint, van Baar, van Langen, De Looze et van Dieën (1992) ont étudié les mouvements angulaires de la technique du tronc et de la technique des jambes. Les auteurs se basent sur la position des segments de chaque côté d'une articulation pour calculer les angles articulaires. Le soulèvement de la charge se fait à partir du sol.

Les variations angulaires les plus importantes entre les techniques sont observées au niveau du genou. Il est important de mentionner que les mesures angulaires sont définies à partir de l'horizontale et les mesures sont prises par rapport aux segments adjacents. Le genou demeure en extension à environ 170° lors du soulèvement avec la technique du tronc. Par contre, les auteurs observent un écart de 60° dans les mesures angulaires du genou entre le

début et la fin du mouvement pour le soulèvement avec la technique des jambes. Le mouvement est initié à un angle de 110° et augmente progressivement jusqu'à 170° en fin de mouvement. Ils observent une légère dorsi-flexion pour la technique du tronc et une flexion plantaire du même ordre lors du soulèvement avec la technique des jambes. Au niveau de la hanche, la mesure de l'angle de départ passe de 140° au début du mouvement à 180° à la fin du mouvement pour la technique du tronc. Pour la technique des jambes, les auteurs observent une variation de 110° à 180° . La hanche est donc plus fléchie en début de mouvement lors de l'utilisation de la technique des jambes et ce, jusqu'à 65% de l'achèvement du mouvement. Au niveau des mesures angulaires entre le bassin et le segment tronc-tête, les auteurs remarquent un écart de 50° au début de mouvement entre les deux techniques. Le mouvement est initié avec une posture angulaire de 50° avec la technique du tronc comparativement à 100° pour la technique des jambes. L'écart diminue progressivement jusqu'à 50% de l'achèvement du mouvement; à ce point, les auteurs rapportent des mesures angulaires d'environ 150° pour les deux techniques. Les angles mesurés entre le bassin et le segment tronc-tête progressent de façon similaire pour les deux techniques jusqu'à la fin du mouvement pour atteindre une mesure d'environ 175° . Grieve (1974) a également observé une flexion du dos plus prononcée pour la technique du tronc. Il mentionne aussi qu'il y a plus de mouvement au niveau du dos pour la technique du tronc tout en constatant que l'extension du dos est plus lente pour la technique des jambes. Les résultats de Toussaint et al. (1992) coïncident aussi avec ceux de plusieurs autres études dont celles de Burgess-Limerick et al. (1995), De Looze, Toussaint, Van Dieën et Kemper (1993) et Potvin, McGill et Norman (1991).

Schipplein et al. (1990) ont remarqué que pour le style libre, une augmentation du poids de la charge soulevée occasionne un accroissement de la vélocité angulaire au niveau des genoux. Cependant, l'amplitude de déplacement des genoux et des hanches n'est pas influencée par cette augmentation. Ils supposent qu'une augmentation de la vélocité angulaire entre la jambe et la cuisse est nécessaire pour compléter le mouvement. Grieve (1974) mentionne que la distinction la plus marquée entre les deux techniques est au niveau de la vélocité ascendante de la caisse et du corps. L'auteur a observé que le tronc se déplace plus rapidement que la caisse lors du soulèvement avec la technique des jambes alors que l'inverse

se produit pour la technique du tronc.

Des auteurs se sont attardés aux aspects tridimensionnels des techniques de certaines tâches de manutention. Gunzburg et al. (1991) mentionnent que plus la flexion du tronc est prononcée, plus l'amplitude de mouvement de la colonne vertébrale en rotation axiale est réduite. L'étude *in-vitro* de Yamamoto, Panjabi, Crisco, et Oxland (1989) montre qu'au niveau de l'articulation L5/S1, l'amplitude de mouvement est moins élevée en rotation axiale qu'en flexion ou qu'en extension.

Les études de manutention sont généralement limitées au plan sagittal. Cependant Marras, Lavender, Leurgans, Rajulu, Allread, Fathallah et Ferguson (1993) mentionnent que l'étude de la manutention en trois dimensions (3D) est essentielle pour comprendre tous les facteurs qui entraînent des risques de blessures. Ils ajoutent que les forces de cisaillement et de torsion des composantes externes au plan de mouvement comportent des risques de blessures beaucoup plus importants. Farfan et al. (1970) considèrent que les mouvements de torsion sont plus nocifs que la compression. Marras et Granata (1995) ainsi que McGill (1991a) indiquent eux aussi que les mouvements de rotation axiale comportent des risques importants de blessures.

Kuorinka et al. (1994) mentionnent que la position des pieds lors du soulèvement est souvent asymétrique, pouvant occasionner des torsions au niveau lombaire. Hsiang et al. (1997) et Gagnon et al. (1993) rapportent que les soulèvements qui comportent des rotations constituent un mécanisme dangereux. Marras et al. (1995) et Shirazi-Adl (1989) identifient la combinaison du soulèvement et de la rotation du tronc comme un mécanisme de blessure important. La combinaison des mouvements de flexion et de rotation associés à la compression peut causer la séparation annulaire au niveau du disque, ce qui semble entraîner l'affaissement du disque intervertébral (Hsiang et al., 1997).

Plusieurs auteurs ont établi par l'étude des variations cinématiques des liens entre les risques de blessures et les tâches de manutention ainsi que des mouvements asymétriques telle la rotation axiale et la flexion latérale. Tout de même, peu d'auteurs se sont attardés aux tâches de manutention qui comportent des éléments asymétriques.

Cinétique et techniques de manutention

Lors de la comparaison de la technique des jambes à celle du tronc, Toussaint et al. (1992) mentionnent que les différences dans l'amplitude des moments nets se présentent surtout au niveau des genoux. Pour la technique du tronc, le moment de flexion au genou est nettement supérieur pour la première moitié de la tâche. Par contre, le début du mouvement de la technique des jambes est caractérisé par un léger moment d'extension aux genoux qui oscille ensuite aux environs de zéro pour la majeure partie du mouvement. Au niveau des chevilles, des hanches et de l'articulation L5/S1, les auteurs observent des moments similaires pour les deux techniques. De Looze et al. (1993) obtiennent sensiblement les mêmes résultats.

Schipplein et al. (1990) ont étudié l'effet du poids de la charge sur les moments aux articulations de la hanche, du genou et de L5/S1 pour la technique libre. À L5/S1, le moment d'extension augmente avec l'augmentation de la charge. Un poids de 50 N engendre un moment d'extension de 250 N.m, alors qu'avec un poids de 250 N, le moment d'extension se voit augmenter jusqu'à 344 N.m. Ils observent le même phénomène au niveau de la hanche et de l'articulation L5/S1 : plus le chargement augmente, plus le moment d'extension à cette articulation augmente. Au niveau du genou, ils observent le phénomène inverse. Avec une charge de 50 N le moment de flexion mesuré au genou est de 53 N.m; lorsque la charge est augmentée à 250 N, la valeur du moment d'extension diminue à 13 N.m. Les auteurs associent cette diminution du moment d'extension à un changement de technique. Ils mentionnent que pour les charges plus élevées, les sujets utilisent une technique similaire à la technique du tronc et pour les charges moins élevées, ils utilisent une technique qui ressemble plus à la technique des jambes. De plus, ils associent la diminution du moment d'extension au genou à l'augmentation de la vitesse angulaire d'extension du genou. La vitesse angulaire de l'extension du genou augmente de façon linéaire à la charge.

L'étude de Garg et Herrin (1979) présente des informations sur les forces de cisaillement au niveau de l'articulation L5/S1. La mesure des forces de cisaillement démontre des valeurs plus élevées pour la technique du tronc (Garg et Herrin, 1979). Potvin et al. (1991) obtiennent des données similaires. Les forces de compression à l'articulation sacro-lombaire

sont plus élevées pour la technique du tronc que pour celle des jambes (Leskinen et al., 1983). L'augmentation de la compression est causée par une plus grande flexion du tronc qui caractérise la technique du tronc. Les résultats dynamiques de Leskinen et al. (1983) ont démontré des mesures de compression 70% plus élevées pour la technique du tronc et 100% plus élevées pour la technique des jambes que les résultats obtenus par Garg et Herrin (1979).

Des auteurs d'études en 3D sur la manutention se sont aussi attardés aux mouvements effectués hors du plan sagittal. McGill (1992b) mesure par dynamométrie isocinétique le moment de rotation axiale. Il observe un moment maximal de 84 N.m en début de rotation axiale. À une vitesse de 30°/s, il constate une diminution du moment de rotation axiale, qui passe à 72 N.m. Marras et Granata (1995) obtiennent des résultats similaires pour le moment maximal en rotation axiale, soit 91 N.m.

Les forces articulaires sont souvent un point très important des études de manutention et de soulèvement de charge. Selon Marras et Granata. (1995) la force de compression lombaire double en amplitude avec l'augmentation de la vitesse de rotation du tronc. En position statique, la compression est de 10 N par unité de compression pour augmenter à 20 N par unité de compression à la condition de 10°/sec. Les unités de mesure sont rapportées en compression par unité de moment de torsion. Ces auteurs constatent que les forces de compression sont influencées par plusieurs facteurs dont la vitesse de la rotation du tronc, la direction du moment de torsion appliqué et le niveau de l'effort.

McGill (1992b) a réalisé des mesures de moments en flexion latérale. Il constate qu'avec une charge de 200 N, le moment de flexion latérale passe de 100 N.m à 20° de flexion latérale à 56 N.m à 0° de flexion latérale. Ceci se traduit par une compression de 2494 N à 20° et 1877 N à 0°. Marras et Granata (1997) obtiennent sensiblement les mêmes mesures de moments et de forces de compression pour une tâche similaire. Le point où l'étude de Marras et Granata (1997) diffère est au niveau des forces de cisaillement et de la vitesse du mouvement. Ils constatent que les forces de cisaillement antéro-postérieures varient entre 566 et 869 N, tandis que les forces de cisaillement latérales varient entre 9 et 34 N. Ils ajoutent que les forces antéro-postérieures augmentent de façon inverse à la vitesse de déplacement latéral du tronc, tandis que les forces de cisaillement latérales sont influencées de façon

proportionnelle à l'augmentation de cette vitesse latérale. La conclusion tirée par Marras et Granata. (1997) est que la combinaison de forces de cisaillement latérales et des forces de compression suscite un plus grand risque de blessures au niveau lombaire.

Selon Hsiang et al. (1997), il existe des limites individuelles de compression lombaire. Ces limites varient d'un individu à l'autre et peuvent être dépassées lors de la manutention d'objet. McGill (1997) voit le cisaillement comme la composante qui représente le plus de danger. Kuorinka et al. (1994) mentionnent que les manutentionnaires adoptent des techniques spécifiques pour pallier au manque d'espace, à la variation du poids et de la forme des objets, aux inconforts lombaires et corporels associés à la manutention, à la fatigue et aux différences individuelles.

La technique des jambes est depuis longtemps favorisée par certains auteurs parce qu'elle minimise la compression au niveau lombaire (Schipplein et al., 1990). Hsiang et al. (1997) supportent l'utilisation de la technique des jambes parce que les forces de compression maximales sont moins élevées à l'articulation L5/S1, la charge est portée plus près du corps, l'effort musculaire associé à cette technique est moins élevé et l'avantage mécanique associé au long bras de levier au niveau des muscles de la hanche est plus grand. Ils mentionnent aussi les points positifs de la technique du tronc. Ils citent les données de Leskinen et al. (1983) qui rapportent une intégrale de compression à L5/S1 moins élevée en fonction du temps, une meilleure stabilité du corps et un contrôle des objets qui est aussi plus favorisé. Ils ajoutent que la technique du tronc est moins exigeante au point de vue énergétique et que les muscles des hanches et du tronc sont beaucoup plus résistants à l'effort prolongé que les muscles des cuisses. Garg et al. (1979) contredisent les effets positifs de la technique du tronc car le poids doit être porté loin du corps, ce qui se traduit par des forces de cisaillement plus élevées au niveau de l'articulation lombo-sacrée.

La révision des variables cinétiques démontrent encore une fois des risques importants associés aux mouvements asymétriques. Ces mêmes variables n'ont pu identifier le choix d'une technique de manutention préférable. De plus, la combinaison de ces deux facteurs semblent inexistantes au niveau de la littérature actuelle même si plusieurs auteurs ont faits des liens entre les risques de blessures associés à la manutention et les tâches asymétriques.

Activité musculaire et technique de manutention

Plusieurs études sur la manutention s'intéressent à l'activation des muscles. Quelques-unes abordent aussi la description de la coordination musculaire. À cette étape de la revue de littérature, il est essentiel d'exposer certains aspects musculaires liés aux techniques de soulèvement pour mieux comprendre l'ensemble des phénomènes mécaniques impliqués.

De Looze et al. (1993) rapportent un niveau important d'activité des muscles biarticulaires des genoux et des hanches (les jumeaux, les biceps cruraux et les demi-tendineux) lors du soulèvement avec la technique du tronc. Toussaint et al. (1992) ajoutent que les extenseurs des genoux (vaste interne et droit antérieur) assistent ces derniers dans l'accomplissement du mouvement. Au niveau des hanches, les muscles démontrent beaucoup de synergie et de cocontraction (Toussaint et al., 1992). Potvin et al. (1991) constatent que l'activité électrique des muscles lombaires est plus élevée lors de l'utilisation de la technique des jambes que lors de l'utilisation de la technique du tronc. Ils rapportent aussi que les forces de compression sont plus élevées lors de l'utilisation de la technique des jambes.

La technique des jambes exige des cocontractions des fléchisseurs et des extenseurs des genoux (Toussaint et al., 1992). De Looze et al. (1993) précisent que l'activité du muscle vaste interne (extenseur des genoux) est surtout importante pour maintenir l'équilibre du travail musculaire entre les extenseurs et les fléchisseurs du genoux. Au niveau des hanches, la présence d'extension est assurée par les biceps cruraux, les fessiers et les demi-tendineux (De Looze et al., 1993). Toussaint et al. (1992) mentionnent que la majeure partie du travail associé à la technique des jambes provient des articulations des hanches et du tronc.

Lors de l'utilisation du style libre on peut constater des différences au niveau de l'allongement des extenseurs des genoux ainsi que des raccourcissements au niveau des extenseurs des hanches (Burgess-Limerick et al., 1995). Ces derniers observent la présence d'activité électrique pendant l'ensemble du mouvement au niveau de certains muscles de la hanche (grand fessier) et du tronc (masse commune).

La fatigue musculaire est un facteur qui peut influencer grandement le choix de la technique selon Trafimow, Chippelin, Novak et Andersson (1993) et Fogleman et Smith (1995). Les sujets tendent à adopter la technique du tronc au détriment de la technique des

Autres aspects reliés aux techniques de manutention

Pour mieux saisir certaines différences entre les techniques de manutention, il faut parfois sortir du contexte des études biomécaniques. Dans la section qui suit, les aspects physiologiques, la pression intra-abdominale et l'effet du port d'une ceinture lombaire sur la technique de soulèvement sont abordés.

Aspects physiologiques des techniques de manutention

Kumar (1984) rapporte des mesures de consommation maximale d'oxygène (VO_{2max}) plus élevées pour la technique des jambes, le style libre venant au deuxième rang et la consommation la plus basse étant associée à la technique du tronc. Hagen, Harms-Ringdahl et Hallén (1994a), Welbergen, Kemper, Knibbe, Toussaint et Clysen (1991) et Zhu et Zhang (1990) ont tous obtenu des résultats similaires. Contrairement aux études biomécaniques, ces auteurs favorisent la technique du tronc à cause de l'effort moins élevé qu'exige cette technique. La différence énergétique entre ces deux techniques vient principalement du soulèvement de la masse corporelle (abaissement et élévation du centre de gravité total du corps) qui est différent d'une technique à l'autre (Hagen et al., 1994a).

Villagra, Cooke et McDonagh (1993) étudient les différences entre le coût métabolique et l'efficacité de deux exercices impliquant la technique des jambes chez des sujets jeunes (moyenne de 12.6 ans) et adultes (moyenne de 23.83 ans). Ils observent des valeurs de consommation maximale d'oxygène plus élevées chez les jeunes, ces derniers absorbant en moyenne 10% plus d'oxygène lors des exercices que les sujets adultes (Villagra et al., 1993). De plus, ces mêmes auteurs remarquent que le taux d'efficacité des deux tâches est inférieur chez les jeunes comparativement aux adultes. Le taux métabolique basal plus élevé chez les enfants peut être une explication de cette hausse de la consommation maximale d'oxygène (Villagra et al., 1993). McMahon (1984) ainsi que Taylor, Heglund et Maloy (1982) appuient cette affirmation en montrant que les petits animaux sont métaboliquement plus actifs que les gros, ceci se répercutant sur la consommation d'oxygène.

L'augmentation de la fréquence de soulèvement se caractérise par une augmentation de la consommation d'oxygène (Welbergen et al., 1991). Cette augmentation produit, pour la technique du tronc, une moins grande consommation d'oxygène que l'utilisation de la

technique des jambes (Zhu et Zhang, 1990 et Welbergen et al., 1991). La fréquence de soulèvement a aussi un effet sur le poids acceptable pour le soulèvement (Zhu et Zhang, 1990). Lorsque la fréquence augmente, le poids acceptable lors du soulèvement est diminuée.

La pression intra-abdominale

La pression intra-abdominale est associée à la contraction des muscles abdominaux lors des tâches de soulèvement et d'abaissement de charge (Hsiang et al., 1997). L'activité musculaire des abdominaux génère une pression sur les viscères de la cavité abdominale. Certains auteurs ont tenté d'associer l'augmentation de cette pression avec une diminution des forces de compression sur l'articulation L5/S1 (DeLooze et al., 1993).

Daggfeldt et Thorstennsson (1997) présentent un modèle qui démontre qu'il est théoriquement possible de minimiser le chargement lombaire par l'entremise de la pression intra-abdominale. Cependant, Gravovetsky et Farfan (1986) mentionnent qu'il y a beaucoup de variation inter-sujet et intra-sujet au niveau des mesures de la pression intra-abdominale. Jonai, Villanueva, Sotoyama, Hisanaga et Saito (1997) ainsi que Granata, Marras et Davis (1997) mentionnent que le simple fait de retenir son souffle peut causer une augmentation de la pression intra-abdominale.

Les résultats de ces études appuient tous la conclusion tirée par Hsiang et al. (1997) qui observent que les bienfaits de la pression intra-abdominale sont discutables et nécessitent plus de documentation expérimentale.

Le port d'une ceinture lombaire

Des études ont tenté de démontrer l'effet du port d'une ceinture lombaire sur les composantes biomécaniques de certaines tâches de soulèvement de charge (Hodgson, 1996). Au niveau de l'amplitude de mouvement, les résultats de l'étude de Jonai et al. (1997) ne démontrent aucun changement significatif associé au port d'une ceinture lombaire. Le seul effet remarqué par ces auteurs est au niveau de la vitesse de la flexion du tronc. Ils constatent que le port de la ceinture lombaire engendre des diminutions significatives de la vélocité angulaire maximale de flexion du tronc mesurée comparativement aux mesures obtenues sans le port de ceinture. Granata et al. (1997) mentionnent que le port de la ceinture lombaire n'influence pas l'amplitude des mouvements planaires telles que la flexion et l'extension mais

redistribution de l'activité musculaire de la masse commune du dos (erector spinae) vers les muscles obliques.

Hodgson (1996) recommande fortement le port de la ceinture lombaire à des fins préventives et thérapeutiques. Il ajoute qu'il y a probablement des effets psychologiques attribués au port de la ceinture lombaire. Certains manutentionnaires évitent la flexion de la hanche lors du soulèvement de charge lorsqu'ils portent la ceinture.

Granata et al. (1997) mentionnent que le port d'une ceinture lombaire ne semble pas produire le même effet chez tous les sujets. De plus ces auteurs mentionnent que leurs résultats doivent être interprétés avec précaution car les bienfaits de la redistribution du chargement lombaire vers la région sacrée ne sont pas bien documentés et peuvent ne pas être aussi favorables qu'on le croit.

Même si la présente étude ne tient pas compte des facteurs exposés précédemment, il est important de réaliser que plusieurs composantes jouent un rôle sur le choix de la technique. Des facteurs comme la pression intra-abdominale et les effets du port d'une ceinture lombaire sont en soi des composantes qui requièrent plus d'investigation.

Énoncé du problème

La but de la présente étude est d'évaluer les effets associés au dépôt de la charge hors du plan sagittal à l'articulation lombo-sacrée pour trois techniques de manutention (technique des jambes, technique du tronc et technique libre). La tâche consiste à soulever une charge située au sol et à la déposer sur une étagère placée à l'avant (0°) et à l'extérieur du plan du mouvement (15° et 30°) en fonction des trois techniques de soulèvement et selon deux vitesses de soulèvement différentes, soit une exécution lente et une exécution rapide.

Hypothèses de recherche

Voici les hypothèses de recherche de l'étude:

- 1- La technique de soulèvement utilisée (technique des jambes, technique du tronc et technique libre) change significativement les moments nets à L5-S1 (rotation axiale, flexion latérale, flexion / extension résultant);
- 2- Le dépôt de la charge hors du plan sagittal (15° et 30°) produit des moments nets à L5/S1 (rotation axiale, flexion latérale, flexion / extension résultant) significativement différents de ceux estimés lorsque le dépôt de la charge se fait dans le plan sagittal (0°);
- 3- Une vitesse d'exécution élevée produit des moments nets à L5/S1 (rotation axiale, flexion latérale, flexion / extension résultant) significativement différents de ceux estimés lorsque la vitesse d'exécution est lente.

Importance de l'étude

L'étude des techniques classiques de manutention (technique des jambes, technique du tronc et technique libre) prenant en considération les mouvements effectués hors du plan sagittal semble inexistante dans la littérature, malgré le fait que la rotation axiale et la flexion latérale lors du soulèvement de charge soient considérées comme des facteurs de risque importants de lombalgie par plusieurs auteurs. La rotation axiale associée au soulèvement peut occasionner des chargements importants sur les structures vertébrales (McGill, 1991b). De plus, la vitesse à laquelle une charge est soulevée influence directement les moments nets (Gagnon et Gagnon, 1992) et les forces de compression à L5/S1 (Marras et Granata, 1995).

Cette étude a pour but de déterminer les effets des composantes asymétriques associées à certaines tâches de manutention. À partir des résultats obtenues, il est souhaitable que des

conclusions sur le choix préférable de technique pourront en découler. De plus, la combinaison de la manutention et des tâches asymétriques étant rares au point de vue de la littérature en ce moment, cette étude incitera peut être d'autre chercheur à s'intéresser à cette avenue de recherche.

CHAPITRE II

Méthodologie

Cette section est réservée à l'élaboration de la méthode utilisée afin de mesurer l'effet de l'angle de dépôt de la charge à l'extérieur du plan sagittal et de la vitesse d'exécution du mouvement sur les composantes des moments nets à l'articulation L5/S1 pour les trois techniques de soulèvement de charge. Le choix des sujets, les techniques de mesure, la procédure, le traitement des données et les analyses statistiques faites sur les résultats sont élaborés dans les sections qui suivent.

Les sujets

Sept sujets normaux non-entraînés ont participé à l'étude (tableau 1). Les sujets doivent satisfaire aux critères suivants:

- 1- sexe masculin
- 2- jeune adulte (de 19 à 25 ans)
- 3- absence de douleur lombaire lors de la dernière année
- 4- aucune réponse positive au questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique (Q-APP) de Condition physique Canada (1986)
- 5- disponibilité et consentement

Techniques de mesure

Un système vidéographique permet d'enregistrer le déplacement des points placés sur des repères anatomiques. Cinq caméras Panasonic WV-CL700 équipées de lentilles Cosmicar 8-48 mm et cinq magnétoscopes SuperVHS Panasonic AG-1960/1970P servent à enregistrer sur bande vidéo la trajectoire des marqueurs. La fréquence d'échantillonnage est de 30 Hz et le facteur d'obturation de chaque caméra est ajusté à 1/250^e de seconde.

erreurs de reconstruction 3D attribuables aux extrapolations des points qui pourraient se retrouver à l'extérieur de cette zone. La position des points de contrôle est mesurée avec une exactitude de 1 mm et une précision de 0,5 mm.

Le calibrage de la position des deux plates-formes dynamométriques dans le référentiel globale se fait avec six points de contrôle. Des tiges perpendiculaires en formes de T contenant 3 repères chacune sont placées sur chaque plate-forme et enregistrées sur bande vidéo. Le calibrage anatomique des sujets se réalise par la numérisation de 44 marqueurs.

La numérisation est réalisée par l'entremise d'un magnétoscope Sanyo GVR-J950/955, d'un micro-ordinateur et du logiciel de saisie et de numérisation développé au Laboratoire de biomécanique occupationnelle de l'Université de Sherbrooke. La procédure vise à déterminer les coordonnées cartésiennes (2D) de chaque repère visible pour toutes les images enregistrées avec les cinq caméras. Deux images sont numérisées avant le début et après la fin de chaque tâche afin de permettre l'extrapolation de points additionnels par une méthode de réflexion (Lafontaine, Gagnon, Drouin et Mercier, 1996; Smith, 1989). Cette procédure permet de contrôler les oscillations du signal dans les extrémités lors du filtrage des données brutes.

La numérisation semi-automatique est utilisée pour toutes les situations où les repères sont visibles. Pour les repères non-visibles sur un minimum requis de 2 vues, la numérisation est faite manuellement à partir d'une estimation visuelle de la position du repère.

La mesure des forces externes en 3D et de leurs points d'application est réalisée par l'entremise de deux plates-formes dynamométriques (Advanced Mechanical Technology Inc., Newton, MA) placées sous chaque pied.

Il est nécessaire de synchroniser la collecte des mesures vidéographiques et dynamométriques. Ceci se fait par l'impression d'un signal lumineux simultanément sur les cinq bandes vidéo. L'expérimentateur actionne le signal lumineux juste avant de donner le signal verbal au sujet. Le signal indique le début de l'enregistrement des données des plates-formes dynamométriques tout en marquant les bandes vidéos d'un petit carré blanc.

Procédure

Tâches

La combinaison des trois techniques de manutention (technique des jambes, technique du tronc et technique libre) avec les angles de dépôt à l'avant (0°) et à droite (15° et 30°) et les vitesses d'exécution (exécution lente et exécution rapide) engendre 18 tâches différentes (tableau 2). Chaque tâche est exécutée trois fois dans un ordre aléatoire. La masse de la caisse (12 kg) et les dimensions (360 mm de large x 240 mm de long x 240 mm de haut) sont toujours les mêmes pour toutes les tâches. Pour chaque sujet, le déplacement vertical de la caisse est ajusté en fonction de sa grandeur et est le même pour toutes les tâches. Le déplacement est fixé à partir de la hauteur de l'étagère qui est ajustée selon la longueur des membres inférieurs du sujet (sol - grand trochanter). La caisse est soulevée à partir d'une étagère placée à cinquante millimètres au-dessus du niveau des plates-formes dynamométriques. La prise de la caisse par le sujet est libre mais les mains doivent être placées en-dessous de celle-ci.

Tableau 2 - Description des tâches expérimentales

# de la tâche	Abréviation	Technique	Vitesse	Angle ($^\circ$)
#1	LL0	Libre	Lente	0
#2	LR0	Libre	Rapide	0
#3	LL15	Libre	Lente	15
#4	LR15	Libre	Rapide	15
#5	LL30	Libre	Lente	30
#6	LR30	Libre	Rapide	30
#7	JL0	Jambes	Lente	0
#8	JR0	Jambes	Rapide	0
#9	TL0	Tronc	Lente	0
#10	TR0	Tronc	Rapide	0
#11	JL15	Jambes	Lente	15
#12	JR15	Jambes	Rapide	15
#13	TL15	Tronc	Lente	15
#14	TR15	Tronc	Rapide	15
#15	JL30	Jambes	Lente	30
#16	JR30	Jambes	Rapide	30
#17	TL30	Tronc	Lente	30
#18	TR30	Tronc	Rapide	30

Protocole expérimental

Le protocole expérimental se déroule comme suit:

1- Préparation du matériel

- Vérification du matériel expérimental afin que tout soit fonctionnel.
- Mise sous tension des caméras, des lampes et des magnétoscopes.
- Introduction des cassettes dans les appareils.
- Mise en marche des unités d'étalonnage temporel Horita.
- Répartition aléatoire des conditions expérimentales.

2- Calibrage de la zone de mouvement

- Disposition des six tiges délimitant la zone de mouvement.
- Ajustement de la position des caméras et des lentilles pour cadrer optimalement la zone de mouvement.
- Élimination des reflets au sol afin d'éviter la confusion possible lors de la numérisation des repères.
- Enregistrement sur les cinq bandes vidéo des 24 points de calibrage.

3- Calibrage de la position des plates-formes dynamométriques

- Disposition des 6 repères sur les plates-formes.
- Enregistrement sur les cinq bandes vidéo des 6 points de repères.

4- Accueil du sujet

- Lecture et signature du formulaire de consentement par le sujet (Annexe A).
- Administration du Q-AAP (Annexe B).
- Identification et marquage des repères anatomiques sur le sujet.

5- Prise des données anthropométriques

- Mesure de la taille du sujet.
- Mesure de la hauteur des membres inférieurs.
- Mesure du diamètre antéro-postérieur et de la largeur du tronc au niveau de L5/S1.

6- Familiarisation et standardisation des tâches à effectuer

- Explication des tâches expérimentales.
- Familiarisation du sujet aux techniques et aux modalités d'exécution des tâches.

7- Disposition des repères

- Collage des 44 repères sur la peau avec un ruban adhésif sur les deux faces.

8- Calibrage anatomique du sujet

- Le sujet se place en position anatomique et demeure immobile dans la zone de calibrage sur les plates-formes dynamométriques.
- Enregistrement dynamométrique et vidéo pour une durée de 5 secondes pendant lesquelles le sujet demeure immobile. Le tout débute au signal de l'expérimentateur.
- Retrait des marqueurs redondants pour ne conserver que les 27 repères requis pour les tâches expérimentales.

9- Exécution des tâches expérimentales

- Exécution par le sujet des 18 tâches dans un ordre aléatoire.
- Temps de repos minimum d'une minute entre les essais.
- L'expérimentateur replace la caisse en position de départ.
- Le temps d'enregistrement des mesures dynamométriques est fixé à 5 secondes.

Directives

Certaines explications sont fournies au sujet pendant l'expérimentation:

- 1- Les tâches à exécuter sont annoncées lors du temps de repos entre les tâches.
- 2- Toutes les tâches demandent au sujet de faire face à la caisse pour débiter.
- 3- Les essais débutent suite au signal verbal de l'expérimentateur.
- 4- La tâche sur termine par le contact de la caisse sur l'étagère.
- 5- Lors de la manutention, le sujet doit tenir compte de la technique et de la modalité de soulèvement identifiées par l'expérimentateur.
- 6- La caisse doit être en contact uniquement avec les mains pour la totalité de la tâche.
- 7- Le sujet doit prendre une même position des pieds et une même prise des mains sur la caisse pour toutes les tâches (standardisation).
- 8- Les pieds doivent toujours demeurer en contact avec les plates-formes lors des tâches.

Traitement des données expérimentales

Plusieurs traitements servent à transformer les données mesurées pour qu'elles puissent être utilisables par le modèle biomécanique multi-segmentaire. Les transformations sont les suivantes:

- 1- la réduction des erreurs aléatoires par le filtrage numérique (Butterworth 5Hz);
- 2- l'estimation des centres articulaires pour définir un modèle géométrique multi-segmentaire;
- 3- le calcul des déplacements, des vitesses et des accélérations linéaires des centres de masses segmentaires et des articulations;
- 4- le calcul des vitesses et des accélérations angulaires des segments;
- 5- la transformation des forces appliquées au sol du référentiel local de chaque plateforme vers le référentiel global du laboratoire.

Tous ces traitements sont accomplis automatiquement par un ensemble de fonctions développées dans l'environnement de calcul MATLAB^{MD} (Mathworks) au Laboratoire de biomécanique occupationnelle de l'Université de Sherbrooke. Ces traitements sont expliqués en détails ailleurs (Drouin, 1997; Gagnon, 1990; Larivière, 1994 et Larivière et Gagnon, 1999).

Description du modèle segmentaire dynamique 3D

Le modèle multisegmentaire utilisé est initié par les forces de réaction au sol (Gagnon et Gagnon, 1992). Ces forces sont mesurées par les plates-formes dynamométriques placées sous les pieds. Le modèle géométrique comprend quatorze segments: les deux pieds, les deux jambes, les deux cuisses, le bassin, les segments lombaire et thoracique du dos, les deux bras, les deux avant-bras-mains et la tête-cou. Ces composantes permettent la réalisation des calculs des forces et des moments nets articulaires (Larivière et Gagnon, 1999). Pour cette étude, la section inférieure du modèle est utilisée pour effectuer les calculs cinétiques.

Traitements statistiques

Des analyses de variance (ANOVA) avec mesures répétées sont utilisés pour évaluer l'effet des trois traitements (variables indépendantes) sur chaque variable dépendante. Cette méthode permet de minimiser les variations inter-sujets. Lorsqu'un effet principal est significatif, un test post hoc de Scheffé est utilisé pour déterminer les moyennes qui sont

significativement différentes.

Variables indépendantes

L'étude comprend trois variables indépendantes. Elles sont la technique, qui comprend trois niveaux, soit la technique des jambes, la technique du tronc et la technique libre. La vitesse d'exécution constitue la seconde variable indépendante et celle-ci comporte deux niveaux: l'exécution lente ou l'exécution rapide. La troisième variable est le degré de rotation; les trois niveaux de rotation sont l'angle de 0° , 15° et de 30° par rapport au plan sagittal.

Variables dépendantes

Les cinq variables dépendantes de cette étude sont les composantes du moment net (rotation axiale gauche et droite, flexion latérale gauche et droite et extension) à l'articulation L5/S1.

CHAPITRE III

Résultats

L'étude évaluait la distribution des composantes du moment net (rotation axiale, flexion latérale et extension) à l'articulation L5/S1 lors de tâches de manutention. Chaque tâche expérimentale comportait le soulèvement d'une charge placée à 50 millimètres au-dessus des plates-formes dynamométriques et son dépôt sur une étagère placée soit directement à l'avant (0°), soit à droite à 15° et à 30° par rapport au plan sagittal. Trois techniques de soulèvement (technique des jambes, technique du tronc et technique libre) ainsi que deux vitesses de soulèvement (exécution lente et exécution rapide) étaient aussi considérées. Les valeurs crêtes obtenues furent soumises à des analyses de variance (ANOVA) avec mesures répétées. Lorsqu'un effet principal était significatif, le test post hoc de Scheffé était utilisé par la suite afin de déterminer les différences entre les moyennes.

Composante du moment de rotation axiale à L5/S1

La figure 1 présente le moment de rotation axiale pour les trois techniques de soulèvement en fonction des trois angles de dépôt de la charge et des deux vitesses d'exécution pour tous les sujets. Les courbes sont similaires pour les trois techniques et ce, pour les conditions expérimentales de l'étude soit les angles de dépôt et les vitesses d'exécution. Dans l'ensemble, les valeurs de moments nets ne sont pas très élevées.

Effet de la technique de manutention

La comparaison des colonnes de graphique de la figure 1 permet de déterminer les différences entre les trois techniques. À l'angle de 0° , le mouvement oscille aux environs de 0 N.m pour la totalité de la tâche. À la condition de 15° , les courbes sont aussi similaires pour les trois conditions de soulèvement mais on note des variations entre les deux vitesses pour la technique libre. Pour la condition de 30° , les courbes ont des allures similaires pour les trois techniques avec des valeurs moindres pour la vitesse lente.

Effet de l'angle de dépôt

La comparaison des rangées de graphiques de la figure 1 permet de déterminer les différences entre les trois angles de dépôt de la charge. À l'angle de 0°, le mouvement oscille aux environs de 0 N.m pour la totalité de la tâche pour les trois techniques. À la condition de 15°, la trajectoire est aussi similaire pour les trois techniques avec un peu plus de variation qu'à l'angle de 0°. Cependant, pour la condition de dépôt à l'angle de 30°, on note une augmentation du moment négatif de rotation axiale entre 25 et 50% de l'exécution de la tâche afin d'initier le changement de trajectoire de la caisse vers la droite. Le moment de rotation axiale devient nulle aux environs de 65% de l'exécution et après ce point, le moment de rotation axiale devient positif et augmente progressivement pour atteindre un maximum aux environs de 75% de l'exécution de la tâche. Ce moment s'explique par le freinage de la charge et des membres supérieurs avant l'instant du dépôt de la charge.

L'analyse statistique des valeurs maximales de la composante du moment de rotation axiale pour l'effet de l'angle de dépôt est présenté au tableau 4. Aucune différence significative n'est notée au niveau des valeurs maximales pour les conditions de 0° et 15° alors qu'une différence significative est obtenue pour le moment de rotation axiale à droite pour la condition de 30° et ce, avec les deux autres conditions.

Tableau 4 - Analyse statistique de l'effet de l'angle de dépôt de la charge sur les valeurs maximales de la composante du moment de rotation axiale à l'articulation L5/S1 (N=7).

Angle de dépôt de la charge	Moment de rotation axiale (N.m)	
	Gauche (+)	Droite (-)
0°	7(6)	-10(13)
15°	8(7)	-10(11)
30°	7(7)	-14(13)*

* $P \leq 0.05$

Effet de la vitesse d'exécution

La comparaison des courbes de chaque graphique de la figure 1 permet de déterminer les effets de la vitesse. Pour les trois techniques, une augmentation du moment de rotation axiale positif est initié aux environs de 65% pour atteindre un maximum aux environs de 75% d'exécution de la tâche. Cette tendance est surtout perçue à l'angle de 30°. Ce moment s'explique par le freinage de la charge et des membres supérieurs avant l'instant du dépôt de la charge.

L'analyse statistique des valeurs maximales de la composante du moment de rotation axiale pour l'effet de vitesse est présentée au tableau 3. Une différence significative est notée entre la condition lente et la condition rapide pour le moment de rotation axiale à droite.

Tableau 5 - Analyse statistique de l'effet de la vitesse d'exécution sur les valeurs maximales de la composante du moment de rotation axiale à l'articulation L5/S1 (N=7).

Vitesse d'exécution	Moment de rotation axiale (N.m)	
	Gauche (+)	Droite (-)
Lente	5(6)	-9(7)
Rapide	-9(9)	-14(15)*

* $P \leq 0.05$

La variation de la technique de manutention n'a donc pas d'effet significatif sur la composante du moment de rotation axiale. Pour l'angle de dépôt, la condition de 30° résulte en une augmentation significative de la composante de rotation axiale à droite seulement. L'exécution rapide des tâches résulte aussi en une augmentation significative de la composante du moment de rotation axiale à l'articulation L5/S1. Ces augmentations sont cependant d'un ordre plutôt faible (environ 10 N.m), réduisant ainsi la signification pratique de ces différences statistiques sur le plan biomécanique.

Composante du moment de flexion latérale à L5/S1

La figure 2 présente la composante des moments de flexion latérale à l'articulation L5/S1 pour les effets de technique, de l'angle de dépôt et de vitesse d'exécution.

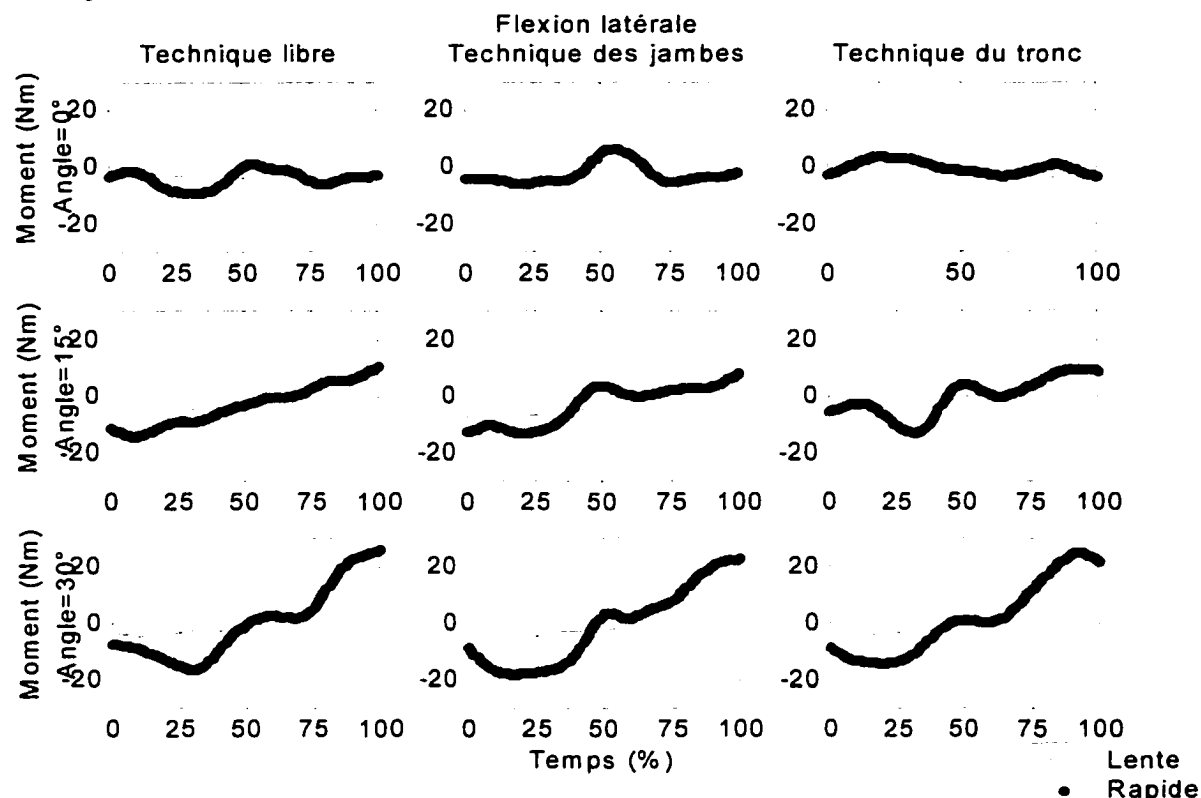


Figure 2: Effet de la technique de manutention, de l'angle de dépôt de la charge et de la vitesse d'exécution sur la composante du moment de flexion latérale à l'articulation L5/S1 (N=7).

Effet de la technique de manutention

Les courbes sont similaires pour les trois techniques et ce, pour les trois conditions d'angle de dépôt et aux deux vitesses d'exécution. L'analyse statistique des valeurs maximales pour la composante du moment de flexion latérale présentée au tableau 4 ne démontre aucune différence significative au niveau du moment de flexion latérale pour les trois techniques de manutention à l'étude.

Tableau 6 - Analyse statistique de l'effet de la technique de manutention sur les valeurs maximales de la composante du moment de flexion latérale à l'articulation L5/S1 (N=7).

Techniques de manutention	Moment de flexion latérale (N.m)	
	Gauche (+)	Droite (-)
Jambe	16(12)	-13(10)
Tronc	20(13)	-10(8)
Libre	20(18)	-13(10)

* $P \leq 0.05$

Effet de l'angle de dépôt

L'examen de la figure 2 permet aussi de voir les différences entre les angles de dépôt sur la composante du moment en flexion latérale. Pour la condition de 0° , la trajectoire du moment oscille au environ de 0 N.m pour la totalité de la tâche. Pour le dépôt à l'angle de 15° , un moment de flexion latérale négatif d'environ 10 N.m est déjà présent au moment de la prise de la caisse, ce qui indique déjà une flexion latérale à droite au moment d'initier le mouvement du haut du corps et de la caisse. Par la suite, le moment de flexion latérale négatif diminue progressivement pour devenir nul aux environs de 50% du temps de mouvement. Par après, le moment devient positif et augmente progressivement jusqu'aux environs de 10 N.m en fin de tâche. Pour la condition du dépôt à l'angle de 30° , le début du mouvement est similaire aux conditions de 0° et 15° mais le moment atteint une amplitude supérieure d'environ 20 N.m en fin de mouvement. Les moments positifs peuvent être attribués à un moment de flexion latérale à gauche afin de contrer l'effet de l'éloignement de la charge du corps du côté droit.

L'analyse statistique des valeurs maximales en flexion latérale présentée au tableau 4 ne démontre aucune différence significative pour les conditions de 0° et 15° . Cependant, une différence significative est présente au niveau du moment de flexion latérale positif pour la condition de dépôt de 30° avec les conditions de 0° et 15° .

Tableau 7 - Analyse statistique de l'effet de l'angle de dépôt de la charge sur les valeurs maximales de la composante du moment de flexion latérale à l'articulation L5/S1 (N=7).

Angle de dépôt de la charge	Moment de flexion latérale (N.m)	
	Gauche (+)	Droite (-)
0°	10(10)	-12(9)
15°	14(9)	-12(10)
30°	31(14)*	-12(9)

* $P \leq 0.05$

Effet de la vitesse d'exécution

L'effet de la vitesse d'exécution sur la composante du moment en flexion latérale est aussi démontré à la figure 2. Pour les conditions de 0° et 15° et pour les trois techniques de manutention, les trajectoires des courbes sont similaires pour les deux vitesses d'exécution. Cependant, pour la condition de 30°, un moment négatif plus élevé pour les tâches rapide est atteint aux environs de 25% du temps de mouvement pour les trois techniques de manutention. Par la suite, les moments sont similaires pour le reste de l'exécution des tâches.

L'analyse statistique des valeurs maximales en flexion latérales présentée au tableau 4 démontre bien cette tendance avec une différence au niveau du moment de flexion latérale positif (gauche).

Tableau 8 - Analyse statistique de l'effet de la vitesse d'exécution sur les valeurs maximales de la composante du moment de flexion latérale à l'articulation L5/S1 (N=7).

Vitesse d'exécution	Moment de flexion latérale (N.m)	
	Gauche (+)	Droite (-)
Lente	16(14)	-9(7)
Rapide	21(15)*	-15(10)

* $P \leq 0.05$

La variation de la technique de manutention n'a donc pas d'effet significatif sur la composante du moment de flexion latérale. Pour ce qui est de l'angle de dépôt, la condition de 30° cause une augmentation significative au niveau de la composante de flexion latérale à gauche seulement. Cette augmentation de l'ordre d'environ 15 N.m moins d'importance pratique sur le plan biomécanique. Au niveau de la vitesse d'exécution, l'exécution rapide cause une augmentation significative au niveau de la composante du moment de flexion latérale à gauche. Cette augmentation est cependant d'un ordre plutôt faible (environ 5 N.m) réduisant sa signification pratique sur le plan biomécanique.

Composante du moment d'extension à L5/S1

La figure 3 présente l'effet de la technique de manutention sur la composante du moment d'extension. Les courbes sont similaires pour les trois conditions de technique de manutention et aussi pour les trois conditions d'angles de dépôt.

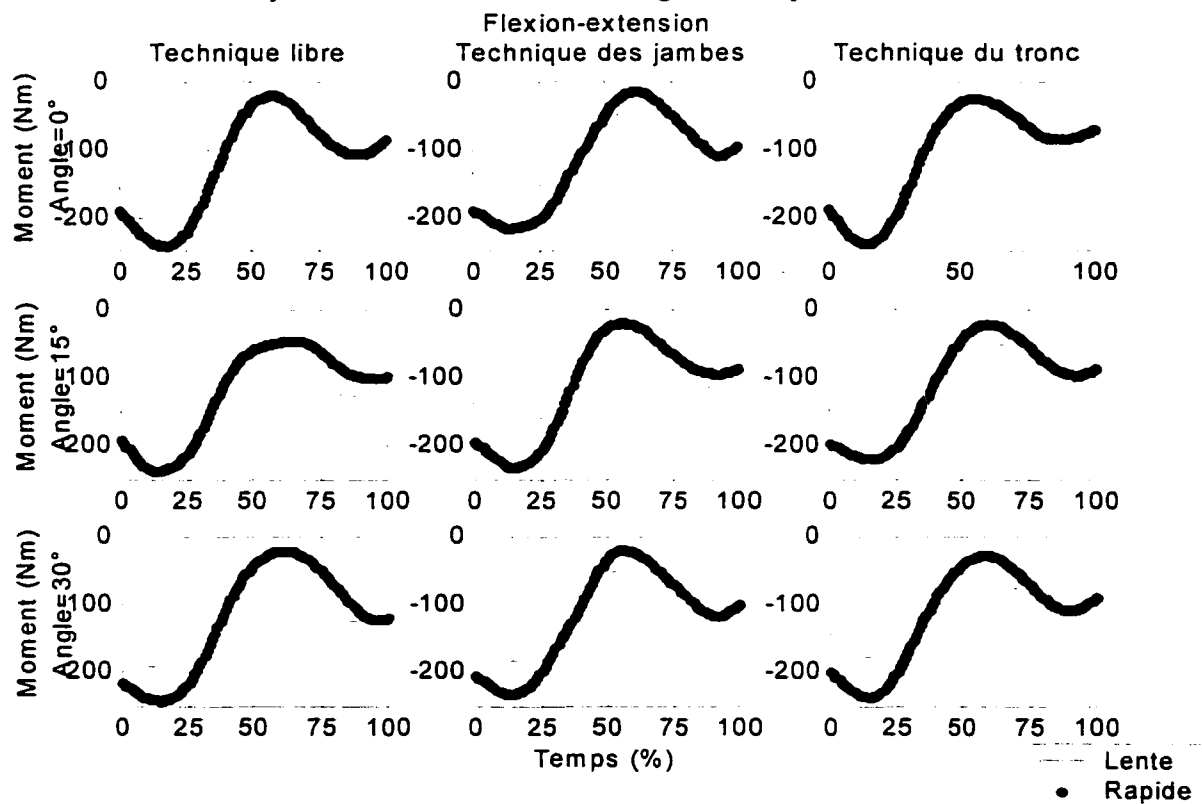


Figure 3: Effet de la technique de manutention, de l'angle de dépôt de la charge et de la vitesse d'exécution sur la composante du moment d'extension à l'articulation L5/S1 (N=7).

Effet de la technique de manutention

Au début du mouvement, le moment d'extension est déjà approximativement aux environs de 200 N.m afin de redresser le corps pour soulever la charge. C'est entre 0 et 15% du temps de mouvement de la tâche que le moment d'extension augmente brusquement pour atteindre sa valeur maximale. Cette phase est associée à la mise en mouvement du corps et de la caisse vers le haut. À partir d'environ 15% à 65% du temps de mouvement, le moment d'extension diminue rapidement. Ceci s'explique par le redressement du tronc et par la caisse qui est portée plus près du corps et par le fait même au déchargement lombaire. Par la suite, une augmentation progressive du moment d'extension est observée pour atteindre environ de 100 N.m. Cet accroissement s'explique par l'augmentation de la distance entre la caisse et le corps. Le moment d'extension diminue par la suite jusqu'au dépôt de la caisse.

L'analyse statistique des effets de la technique de manutention sur les valeurs maximales de la composante du moment d'extension à l'articulation L5/S1 est présentée au Tableau 9. Aucun effet significatif n'est notée par la variation de la technique de manutention.

Tableau 9 - Analyse statistique de l'effet de la technique de manutention sur les valeurs maximales de la composante du moment de flexion / extension à l'articulation L5/S1 (N=7).

Techniques de manutention	Moment de flexion / extension (N.m)	
	Flexion (+)	Extension (-)
Jambe	0 (0)	-216(54)
Tronc	0 (0)	-220(42)
Libre	0 (0)	-234(42)

* $P \leq 0.05$

Effet de l'angle de dépôt de la charge

La figure 3 représente aussi les effets de l'angle de dépôt sur la composante du moment d'extension à l'articulation L5/S1. Tout comme dans le cas précédent, aucune variation importante n'est perçue par la variation de l'angle de dépôt sur la composante du moment

d'extension. L'analyse statistique présentée au tableau 10 ne démontre aucune différence significative pour l'effet de l'angle de dépôt sur la composante du moment d'extension.

Tableau 10 - Analyse statistique de l'effet de l'angle de dépôt de la charge sur les valeurs maximales de la composante du moment de flexion / extension à l'articulation L5/S1 (N=7).

Angle de dépôt de la charge	Moment de flexion / extension (N.m)	
	Flexion (+)	Extension (-)
0°	0 (0)	-224(48)
15°	0 (0)	-221(44)
30°	0 (0)	-223(50)

* $P \leq 0.05$

Effet de la vitesse d'exécution

Les effets de la vitesse d'exécution sur la composante du moment d'extension sont présentés à la figure 3. Les courbes sont similaires pour les techniques de manutention et les angles de dépôt, mais des différences importantes sont présentes au niveau des valeurs maximales entre les deux conditions de vitesse d'exécution.

Une différence d'environ 50 N.m est généralement observée entre les deux vitesses d'exécution aux environs de 15% du temps de mouvement. Cette différence démontre un plus grand chargement à l'articulation L5/S1 lors de l'exécution rapide. Une différence est aussi notée entre les deux conditions aux environs de 55% du temps de mouvement, le moment d'extension atteignant une valeur minimale plus basse pour l'exécution rapide que pour l'exécution lente, démontrant un déchargement plus grand de l'articulation L5/S1 lors de l'exécution rapide. Un écart d'environ 30 N.m est noté entre les deux modalités d'exécution à ce point. L'analyse statistique des valeurs maximales présentée au Tableau 5 démontre une différence significative entre les valeurs maximales en début de tâche. Aucun moment en flexion n'a été observé.

Tableau 11 - Analyse statistique de l'effet de la vitesse d'exécution sur les valeurs maximales de la composante du moment de flexion / extension à l'articulation L5/S1 (N=7).

Vitesse d'exécution	Moment de flexion / extension (N.m)	
	Flexion (+)	Extension (-)
Lente	0 (0)	-198(32)
Rapide	0 (0)	-248(46)*

* $P \leq 0.05$

La variation de la technique de manutention et de l'angle de dépôt n'ont pas d'effet significatif sur la composante du moment d'extension. Au niveau de la vitesse d'exécution, une différence d'environ 50 N.m en chargement représente une signification importante sur le plan biomécanique. L'augmentation de la vitesse d'exécution cause une augmentation significative sur les valeurs du moment d'extension et par le fait même sur le chargement lombaire.

CHAPITRE IV

Discussion

Le but de l'étude était de déterminer l'effet des variables indépendantes (vitesse de soulèvement, angle de dépôt de la caisse et technique de manutention) sur les composantes du moment net (rotation axiale, flexion latérale et extension) à l'articulation L5/S1.

Dans cette section, les résultats obtenus sont discutés par rapport aux études antérieures qui ont abordé ce même sujet ou étudié des tâches similaires de manutention de charges.

Effet de la technique de manutention sur les composantes du moment net à l'articulation L5/S1

La première variable étudiée était l'effet de la technique utilisée lors du soulèvement de charge sur les mesures des composantes du moment net à l'articulation L5/S1. Aucune différence significative ne fut décelée au niveau des valeurs crêtes associées au changement de technique. L'hypothèse de recherche #1 est donc rejetée car il n'y a pas de différence significative entre les mesures des moments nets à l'articulation L5/S1 lors de l'utilisation des trois techniques de soulèvement.

Les résultats de cette étude semblent contredire ceux des études antérieures. Plusieurs études ont tenté de démontrer les effets des techniques de soulèvement et de leurs impacts sur l'articulation L5/S1. La plupart des études favorisent l'utilisation de la technique des jambes pour minimiser le chargement à l'articulation L5/S1. L'étude de Hsiang et al. (1997) rapporte les résultats de Leskinen et al. (1983) qui démontrent que la compression est diminuée lors de l'utilisation de la technique des jambes versus la technique du tronc. Garg et Herrin (1979) ont aussi obtenu des résultats similaires avec des mesures maximales moins élevées. La récente revue de littérature présentée par van Dieën, Hoozemans et Toussaint (1999) s'attarde justement aux études traitant des techniques de soulèvement et, plus précisément, aux techniques des jambes et du tronc. Ils citent les résultats de Potvin et al. (1991) qui rapportent des forces de cisaillement plus élevées lors de l'utilisation de la technique du tronc. Ils ajoutent par la suite que les résultats de Anderson et Chaffin (1986), Dolan, Mannion et Adams (1994) ainsi que Dolan, Earley et Adams (1994) démontrent tous une élévation des moments en extension lors de l'utilisation de la technique du tronc qui est aussi associée à une augmentation

du stress au niveau des ligaments inter-vertébraux.

Il existe cependant quelques études qui ont démontré des résultats similaires à la présente étude. De Looze et al. (1993) ne constatent pas de différence significative au niveau des composantes planaires du moment à l'articulation L5/S1 pour les techniques du tronc et des jambes. De plus, ces mêmes auteurs observent des valeurs crêtes du moment net sensiblement au même pourcentage du temps de mouvement que la présente étude. Grieve (1974) avait lui aussi observé peu de différence au niveau des données mesurées aux pieds entre ces mêmes techniques de soulèvement. Il avait cependant conclu qu'un manque de contrôle au niveau de l'exécution des techniques aurait pu être la cause de cette absence de différences au niveau des résultats. Toussaint et al. (1992) obtiennent eux aussi des résultats semblables à ceux de De Looze et al. (1993) et à ceux de cette étude. Les mesures des composantes du moment net à l'articulation L5/S1 pour les techniques des jambes et du tronc ne varient pas de façon significative d'une technique à l'autre.

Il existe toujours beaucoup de controverses lorsque le sujet de la technique de soulèvement idéale est abordée. Kuorinka et al. (1993) rapportent que la technique parfaite n'est qu'une simple illusion. Ils mentionnent d'ailleurs que les gens possédant de l'expérience dans le soulèvement de charge ne préconisent pas une technique spécifique au détriment de l'autre, mais vont plutôt varier leur technique de soulèvement. La technique est souvent adaptée en fonction de la fatigue de l'individu ou d'autres facteurs tels la prise sur la charge, le poids de la charge ou encore la fréquence de soulèvement.

McGill (1997) mentionne que la plupart des études portant sur les techniques de soulèvement s'attardent aux forces de compression plutôt qu'aux forces de cisaillement. Selon cet auteur, les répercussions associées avec un soulèvement dont la charge est éloignée du corps ou lorsque la colonne vertébrale est complètement fléchie ont beaucoup plus de conséquences que l'adoption d'une technique convenable.

Les résultats de Garg et Herrin (1979), Kumar (1984), Welbergen et al. (1991), Trafimow et al. (1993), Hagen et al. (1993, 1994a et 1994b) ainsi que Fogleman et Smith (1995) observent tous la présence de modifications de la technique de soulèvement causées par la fatigue. Dans ces mêmes études, les sujets ont tendance à modifier

leur technique initiale (jambes) par une technique qui se rapproche plus de la technique du tronc ou d'une technique intermédiaire (libre). Ils font aussi mention que la technique des jambes est beaucoup plus exigeante sur le plan énergétique, même si elle est considérée plus sécuritaire par plusieurs auteurs.

L'absence de différence obtenue par le changement de la technique peut s'expliquer par la masse de la charge. Celle-ci était moindre que la plupart des études cités auparavant. Les variations intersujets peuvent aussi être une cause de cette absence de différence. L'ajout de l'analyse cinématique pourrait démontrer le manque d'homogénéité lors de l'exécution des tâches.

Effet de l'angle de dépôt de la charge sur les composantes du moment net à

l'articulation L5/S1

L'angle de dépôt de la charge était aussi un des points d'intérêt de cette étude. Tel que rapporté dans le chapitre des résultats, l'angle de dépôt de la charge à 30° a pour effet d'augmenter de façon significative le moment de rotation axiale à droite et le moment de flexion latérale à gauche à l'articulation L5/S1 en comparaison avec les conditions de 0° et 15°. Le mouvement standardisé impliquait de soulever la charge et de la déposer sur une étagère placée à droite pour tous les sujets. Il est donc possible d'accepter l'hypothèse de recherche #2 car le dépôt de la charge à l'angle de 30° occasionne une hausse significative du moment de rotation axiale et flexion latérale à l'articulation L5/S1. Cependant, les différences minimales obtenues ne représentent pas nécessairement une différence significative sur le plan biomécanique.

Plusieurs études se sont attardées à la rotation axiale et à la flexion latérale en fonction de leurs effets potentiels sur les structures lombaires. Cependant, très peu d'études s'attardent spécifiquement au dépôt d'une charge à l'extérieur du plan sagittal sur les structures lombaires. La plupart des études portant sur la rotation axiale et la flexion latérale lors de manutention se concentrent sur les effets biomécaniques observés en début de mouvement. Les tâches sont généralement initiées en flexion latérale ou en rotation axiale. Pour cette étude, le mouvement est débuté dans une position neutre (0°) pour ensuite se terminer dans une position qui requiert la combinaison d'une rotation axiale et d'une flexion latérale en fin de mouvement de la tâche

Effet de la vitesse d'exécution du soulèvement de la charge sur les composantes du moment net à l'articulation L5/S1

Le troisième effet étudié était celui de l'augmentation de la vitesse de soulèvement sur les composantes du moment net à l'articulation lombo-sacrée. La vitesse est la variable qui occasionne la plus grande augmentation au sein des mesures d'une composante de moment net à l'articulation L5/S1. La composante d'extension est influencée de façon significative par l'augmentation de la vitesse d'exécution du soulèvement. L'hypothèse de recherche #3 est acceptée car l'augmentation de la vitesse de soulèvement a comme effet d'augmenter toutes les composantes du moment net à l'articulation L5/S1.

Il est difficile de comparer ces résultats car peu d'auteurs se sont attardés aux effets de la vitesse de soulèvement lors de la manutention de charge. La plupart des études s'attardent plutôt aux effets de la vitesse d'exécution lors de tâches simples de rotation axiale et de flexion latérale.

La tendance principale observée pour l'étude actuelle était un accroissement du moment d'extension à l'articulation L5/S1 lors de l'augmentation de la vitesse de soulèvement de la charge. Hsiang et al. (1997) rapportent des résultats de Buseck, Schipplein, Andersson et Andriacchi (1988) qui observent des mesures des moments qui sont aussi influencées de façon significative par la posture et la vitesse de soulèvement. Ces auteurs constatent qu'un accroissement de la vitesse de soulèvement engendre une augmentation significative des composantes du moment net. Van Dieën et al. (1999) rapportent aussi les résultats de Buseck et al. (1988), Bush-Joseph et al. (1988) et De Looze, Kingma, Thunnissen, Wijk et Toussaint, (1994) qui relatent tous un accroissement des composantes du moment net associé à l'augmentation de la vitesse de soulèvement.

Hsiang et al. (1997) ajoutent que d'autres auteurs ont rapporté que les tentatives de soulèvement avec des vitesses plus élevées avaient comme conséquence d'augmenter les valeurs de variables biomécaniques tels l'activité électromyographique, les forces de compression, les forces de cisaillement ainsi que les moments au niveau lombaire (Ayoub et Le-Bassoussi, 1978; Garg, Chaffin, et Freivalds, 1982; Hall, 1985; McGill et Norman, 1985 et Freivalds, Chaffin, Garg, et Lee, 1984). Marras et Granata (1995) ont tenté de leur côté de

développer un modèle pour mieux comprendre les composantes biomécaniques au niveau de la colonne thoraco-lombaire lors de la rotation axiale. Ils mentionnent que l'augmentation de la vitesse lors de la rotation axiale a aussi comme effet d'accroître significativement toutes les composantes des mesures de force de compression de l'articulation L5/S1 au niveau du tronc.

Certains auteurs se sont aussi arrêté aux effets de la vitesse sur la composante du moment de flexion latérale sur certaines composantes biomécaniques (Marras et Granata, 1997). Ils rapportent des effets significatifs lors de l'augmentation de la vitesse d'exécution de la tâche. Marras et Granata, (1997) observent aussi que les forces maximales de compression et de cisaillement latéral et antéro-postérieur sont influencées par le poids manipulé, la vitesse d'exécution et la direction du mouvement. L'accroissement de la vitesse lors de la flexion latérale engendre de façon proportionnelle l'augmentation des forces de cisaillement latéral. Les forces de compression sont aussi influencées par l'augmentation de la vitesse de flexion latérale mais de façon plutôt graduelle (Marras et Granata, 1997).

D'autres auteurs se sont attardés aux effets de la vitesse lors de l'utilisation des techniques spécifiques de soulèvement. Van Dieën et al. (1999) citent des résultats de Van Dieën, Creemers, Draisma et Toussaint, (1994) et de Buseck et al. (1988) qui rapportent des vitesses plus élevées lors du soulèvement avec la technique des jambes comparativement à la technique du tronc. Bush-Joseph et al. (1988) suggèrent d'éviter les soulèvements à haute vitesse et les mouvements brusques afin de réduire le risque de blessures. Marras et al. (1993) rapportent aussi que l'accroissement de la vitesse lors de soulèvement asymétrique augmente progressivement et significativement les forces de cisaillement au niveau de la colonne.

Marras et al. (1993) sélectionnent la vitesse comme étant le meilleur facteur de prédiction du risque de blessures lors de tâches multiples tels le soulèvement, la flexion du tronc, la rotation axiale, la flexion latérale et plusieurs autres. Comparativement aux autres facteurs dynamiques du mouvement du tronc observés lors de l'étude, la vitesse était la composante qui semblait la plus sensible aux situations de risques de blessures.

Il est clair que l'augmentation de la vitesse d'exécution engendre un accroissement important de la composante maximale du moment d'extension. Cette augmentation est associée à la production du moment d'extension afin de soulever la charge de façon plus

rapide.

Les résultats obtenues au niveau du moment maximal en extension pour l'exécution lente sont très similaires à ceux de l'étude de Smyth (1992) pour un poids relativement pareil. Les valeurs de compression obtenues par ce même auteur étaient de 3843 N au niveau de l'articulation L5/S1. En comparant cette valeur au seuil de tolérance rapportée de la révision des normes établie par NIOSH (1991) dans Waters, Putz-Anderson, Garg et Fine (1993) pour la compression de l'articulation L5/S1 (3400 N), il est déjà possible de noter que la tâche comporte des risques lors de l'exécution lente. L'exécution rapide se traduit par une compression lombaire d'environ 4400 N, encore une fois, bien au-delà du seuil acceptable établi par Waters et al. (1993). Il est donc important d'effectuer des tâches de manutention de charges à une vitesse lente afin de minimiser les chargements lombaires, aussi bien pour des tâches symétriques qu'asymétriques.

CONCLUSION

L'étude évaluait les effets de la technique de soulèvement (libre, jambe et tronc), de l'angle de dépôt de la charge (0° , 15° et 30°) et de la vitesse d'exécution du soulèvement (lente et rapide) sur les composantes du moment net (rotation axiale, flexion latérale et flexion / extension) à l'articulation L5/S1.

Des effets furent observés au niveau des trois composantes du moment net à L5/S1 en fonction des conditions expérimentales. En relation avec la première hypothèse de recherche, l'effet de la variation de la technique, n'engendra aucun effet significatif au niveau des composantes du moment net à l'articulation L5/S1. Pour ce qui est de l'effet de l'angle de dépôt, associé à la seconde hypothèse de recherche, seulement le dépôt à l'angle de 30° engendra une augmentation significative du moment de flexion latérale. Au niveau de la vitesse d'exécution, une différence significative fut observée sur les trois composantes du moment net lors de l'exécution rapide comparativement à l'exécution lente (hypothèse #3). Le moment d'extension fut supérieur pour la condition d'exécution rapide, ce qui suppose une augmentation du chargement lombaire. Cette augmentation du chargement lombaire constitue un facteur qui augmente le risque potentiel de blessure lombaire.

La réalisation de cette étude, en plus de documenter certains facteurs de risque de blessure lombaire, a aussi permis d'identifier certaines limites et recommandations à considérer dans l'éventualité de la réalisation d'une étude connexe ou complémentaire:

- Un nombre plus élevé de sujets aurait sûrement dû être considéré afin d'augmenter l'objectivité et la validité de l'étude.
- L'ajout de l'étude de l'activité musculaire par l'entremise d'électromyographie permettrait d'apporter des explications additionnelles sur la production des composantes du moment net lors de la réalisation des tâches de ce type d'étude.
- Une étude similaire considérant des hauteurs de dépôt variées pourrait constituer une avenue de recherche intéressante afin de l'évaluer

- Les effets du dépôt de la charge à l'angle de 30° est maintenant mieux connu mais que ce passe-t-il à un angle supérieur à 30° .
- L'activité cinématique des membres supérieurs devrait aussi être considéré afin d'associer les phénomènes qui se produisent à ce niveau, aux effets observés au niveau lombaire et aussi afin d'identifier les différences intersujets.

La vitesse d'exécution est certe une considération qui peut être facilement appliquée chez les manutentionnaires. La vitesse lente d'exécution du soulèvement est préférable afin de réduire l'amplitude maximal du moment d'extension à l'articulation L5/S1. Ceci réduit les chargements lombaires et minimise ainsi les risques de blessure au dos.

RÉFÉRENCES

- Anderson, C.K. & Chaffin, D.B. (1986). A biomechanical evaluation of five lifting techniques. Applied Ergonomics, 17, 2-8.
- Andersson, G. B. J. (1981). Epidemiologic aspects on low-back pain in industry. Spine, 6, 53-60.
- Atkins, B. T., Duval, A., Milne, R. C., Cousin, P.-H., Lewis, H. M. A., Sinclair, L.A., Birks R. O., & Lamy, M.-N. (1990). Robert & Collins: Dictionnaire Français-Anglais. Paris: Dictionnaires Le Robert.
- Ayoub, M. M. & El-Bassoussi, M. M. (1978). Dynamic biomechanical model for sagittal plan lifting activities. Safety in manual Materials Handling. NIOSH, No. 78-185.
- Burgess-Limerick, R., Abernethy, B., Neal, R. J., & Kippers, V. (1995). Self-selected manual lifting technique: Functional consequences of the interjoint coordination. Human Factors, 37(2), 395-411.
- Buseck, M., Schipplein, O., Andersson, G.B.J. & Andriachi, T.P. (1988). Influence of dynamic factors and external loads on the moent at the lumbar spine in lifting. Spine, (13), 918-921.
- Bush-Joseph, C., Schipplein, O., Andersson, G.B.J. & Andriachi, T.P. (1988). Influence of dynamic factors on the lumbar spine moment in lifting. Ergonomics, 31(2), 211-216.
- Commission de la santé et de la sécurité du travail (CSST) du Québec (1993). Statistiques sur les lésions professionnelles.
- Daggfeldt, K. & Thorstensson A. (1997). The role of intra-abdominal pressure in spinal unloading. Journal of Biomechanics, 30(11/12), 1149-1155.
- De Looze, M. P., Kingma, W., Van Wijk, M. J. & Toussaint, H. M. (1994). The evaluation of a practical biomechanical model estimating lumbar moments in occupational activities. Ergonomics, 37(9), 1495-1502.
- DeLooze, M. P., Toussaint, H. M., Van Dieen, J. H., & Kemper, H. C. G. (1993). Joint moments and muscle activity in the lower extremities and lower back in lifting and lowering tasks. Journal of Biomechanics, 26(9), 1067-1076.

- Dolan, P., Mannion, A.F. & Adams, M. A. (1994). Passive tissues help the back muscles to generate extensor moments during lifting. Journal of Biomechanics, 27(8), 1077-1085.
- Dolan, P., Early, M. & Adams, M. A. (1994). Bending and compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting activities. Journal of Biomechanics, 27(10) 1237.
- Drouin, G. (1997). Estimation du chargement net triaxial à l'articulation lombosacrée lors de la manutention de charges: validation d'une nouvelle approche biomécanique utilisant une caisse dynamométrique. Sherbrooke: Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke.
- Drouin, G., & Gagnon, D. (1995). Détermination de la fréquence optimale de coupure d'un filtre Butterworth pour les accélérations d'un objet en chute libre. (Résultats non publiés). Sherbrooke: Laboratoire de biomécanique occupationnelle, Université de Sherbrooke.
- Farfan, H. F. (1970). The effects of torsion on the lumbar intervertebral joints: the role of torsion in the production of disc degeneration. The Journal of Bone and Joint Surgery, 52-A(3), 468-497.
- Fogleman, M., & Smith, J. L. (1995). The use of biomechanical measures in the investigation of changes in lifting strategies over extended periods. International Journal of Industrial Ergonomics, 16, 57-71.
- Freivalds, A., Chaffin, D.B., Garg, A., & Lee, K.S. (1984). A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads. Journal of Biomechanics, 17, 251-262.
- Gagnon, D. (1990). Analyse cinématique et cinétique tridimensionnelle de tâches asymétriques de manutention. Montréal: Thèse de doctorat, Université de Montréal.
- Gagnon, D., & Gagnon, M. (1992). The influence of dynamic factors on triaxial net muscular moments at the L5/S1 joint during asymmetrical lifting and lowering. Journal of Biomechanics, 25(8), 891-901.
- Gagnon, M., Plamondon, A., & Gravel, D. (1993). Pivoting with the load, An alternative for protecting the back in asymmetrical lifting. Spine, 18(11), 1515-1524.

- Garg, A., Chaffin, D. B. & Freivalds, A. (1982). Biomechanical stresses from manual load lifting: A static vs. dynamic evaluation. IIE Transactions, 14, 272-281.
- Garg, A., & Herrin, G. D. (1979). Stoop or squat: A biomechanical and metabolic evaluation. AIIE Transactions, 11(4), 293-302.
- Granata, K. P., Marras, W. S. & Davis, K. G. (1997). Biomechanical assesement of lifting dynamics, muscle activity and spinal loads while using three different styles of lifting belt. Clinical Biomechanics, 12(2), 107-115.
- Grieve, D. W. (1974). Dynamic characteristics of man during crouch- and stoop-lifting. Dans Biomechanics IV, (pp. 19-29). Baltimore: University Park Press.
- Gunzburg, R., Hutton, W., & Fraser, R. (1991). Axial rotation of the limbar spine and the effect of flexion: An in vitro and in vivo biomechanical study. Spine, 16(1), 22-28.
- Hagen, K. B., Harms-Ringdahl, K., & Hallén, J. (1994). Influence of lifting technique on perceptual and cardiovascular responses to submaximal repetitive lifting. European Journal of Applied Physiology, 68, 477-482.
- Hagen, K. B., & Harms-Ringdahl, K. (1994). Ratings of perceived thigh and back exertion in forest workers during repetitive lifting using squat and stoop techniques. Spine, 19(22), 2511-2517.
- Hagen, K. B., Hallén, J., & Harms-Ringdahl, K. (1993). Physiological and subjective responses to maximal repetitive lifting employing stoop and squat technique. European Journal of Applied Physiology, 67, 291-297.
- Hodgson, E. A. (1996). Occupational back belt use. AAOHN Journal, 44(9), 438-443.
- Holmström, E. & Moritz, U. (1992). Effects of lumbar belts on trunk muscle strength and endurance: a follow-up study of construction workers. Journal of Spinal Disorders, 5(3), 260-266.
- Hsiang, S. M., Brogmus, G. E., & Courtney, T. K. (1997). Low back pain (LBP) and lifting technique - A review. International Journal of Industrial Ergonomics, 19, 59-74.
- Hugues, R. E., & Chaffin, D. B. (1995). The effect of strict muscle stress limits on abdominal muscle force prdictions for combined torsion and extension loadings. Journal of Biomechanics, 28(5), 527-533.

- Jonai, H., Villanueva, M. B. G., Sotoyama, M., Hisanaga, N. & Saito, S. (1997). The effects of a back belt on torso motion - Survey in an express package delivery company. Industrial Health, 35, 235-242.
- Kelsey, J., Githens, P., White, A., Holford, T., Walter, S., O'Connor, T., Ostfeld, A., Weil, U., Southwick, W., & Calogero, J. (1984). An epidemiologic study of lifting and twisting on the job and risk for acute prolapsed lumbar intervertebral disc. Journal of Orthopaedic Research Society, 2, 61-66.
- Kumar, S. (1984). The physiological cost of three different methods of lifting in sagittal and lateral planes. Ergonomics, 27(4), 425-433.
- Kuorinka, I., Lortie, M., & Gautreau, M. (1994). Manual handling in warehouses: the illusion of correct working postures. Ergonomics, 37(4), 655-661.
- Lafontaine, D., Gagnon, D., Drouin, G., & Mercier, M. (1996). Assessing the use of padding points for cyclic and non-cyclic biomechanical data. Congress of the Canadian Society of Biomechanics, (pp. 272-273). Colombie-Britannique: Simon-Fraser University.
- Larivière, C. (1994). Comparaison de deux méthodes dynamiques 3D d'estimation du chargement net à l'articulation lombosacrée (L5/S1). Mémoire de maîtrise, Sherbrooke, Université de Sherbrooke.
- Larivière, C., & Gagnon, D. (1999). The L5/S1 joint moment sensitivity to measurement errors in dynamic 3D multisegment lifting models. Human Movement Science, 18, 573-587
- Leskinen, T. P. J., Stalhammar, H. R., & Kuorinka, I. A. A. (1983). A dynamic analysis of spinal compression with different lifting techniques. Ergonomics, 26(6), 595-604.
- Liu, Y. K., Goel, V. K., DeJong, A., Nishiyama, K., & Buckwalter, J. (1985). Torsional fatigue of the lumbar intervertebral joints. Spine, 10(10), 894-900.
- Loisel, P., Durand, P., Gosselin, L., Simard, R., & Turcotte, J. (1996). La clinique des maux de dos. Un modèle de prise en charge, en prévention de la chronicité. (Report No. R-140). Montréal, Québec, Canada: Institut de recherche en santé et en sécurité du travail du Québec.

- Marras, W. S., & Granata, K. P. (1997). Spine loading during trunk lateral bending motions. Journal of Biomechanics, 30(7), 697-703.
- Marras, W. S., & Granata, K. P. (1995). A biomechanical assessment and model of axial twisting in the thoracolumbar spine. Spine, 20(13), 1440-1451.
- Marras, W. S., Lavender, S. A., Leurgans, S. E., Rajulu, S. L., Allread, W. G., Fathallah, F. A., & Ferguson, S. A. (1993). The role of dynamic three-dimensional trunk motion in occupationally-related low back disorders: The effects of workplace factors, trunk position, and trunk motion characteristics on risk of injury. Spine, 18(5), 617-628.
- McGill, S. M. (1997). The biomechanics of low back injury: implications on current practice in industry and the clinic. Journal of Biomechanics, 30(5), 465-475.
- McGill, S. M. (1993). Abdominal belts in the industry: a position paper on their assets, liabilities and use. American Industrial Hygiene Association Journal, 54(12), 752-754.
- McGill, S. M. (1992a). The influence of lordosis on axial trunk torque and trunk muscle myoelectric activity. Spine, 17(10), 1187-1193.
- McGill, S. M. (1992b). A myoelectrically based dynamic three-dimensional model to predict loads on the lumbar spine tissues during lateral bending. Journal of Biomechanics, 25(4), 395-414.
- McGill, S. M. (1991a). Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: Implications for lumbar mechanics. Journal of Orthopaedic Research, 9(1), 91-103.
- McGill, S. M. (1991b). Kinetic potential of the lumbar trunk musculature about three orthogonal orthopaedic axes in extreme postures. Spine, 16(7), 809-815.
- McGill, S. M. & Norman, R. W. (1985). Dynamically and statistically determined low back movements during lifting. Journal of Biomechanics, 18, 877-885.
- McMahon, T. A. (1984). Muscles, reflexes and locomotion. Princeton: Princeton University Press.

- Potvin, J. R., McGill, S. M., & Norman, R. W. (1991). Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. Spine, 16(9), 1099-1107.
- Robert, P. (1989). Le Petit Robert. Paris: Dictionnaires Le Robert.
- Rudy, T. E., Boston, J. R., Lieber, S. J., Kubinski, J. A., & Delitto, A. (1995). Body motion patterns during novel repetitive wheel-rotation task: A comparative study of healthy subjects and patients with low back pain. Spine, 29(23), 2547-2554.
- Schipplein, O. D., Trafimow, J. H., Andersson, G. B. J., & Andriachi, T. P. (1990). Relationship between moments at the L5-S1 level, hip and knee when lifting. Journal of Biomechanics, 23(9), 907-912.
- Shirazi-Adl, A. (1989). Strain in fibers of the lumbar disc. Analysis of the role of lifting in producing disc prolapse. Spine, 14(1), 96-103.
- Smith, G. (1989). Padding point extrapolation techniques for the Butterworth digital filter. Journal of Biomechanics, 22(8/9), 976-971.
- Smyth, G. (1992). Optimisation du placement de caisses de produits alimentaires dans un entrepôt et prédiction des chargements lombaire lors d'activités de manutention. Montréal: Thèse de doctorat, Université de Montréal.
- Sommerich, C. M. (1989). Activity patterns of several trunk muscles during an asymmetric, non-isokinetic lifting motion. Proceedings of the Human Factors 33rd Annual Meeting, 667-671.
- Taylor, C. R., Heglund, N. C., & Maloy, G. M. O. (1982). Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. Metabolic energy consumption as a function of speed and body size in birds and mammals. Journal of Experimental Biology, 97, 1-22.
- Toussaint, H. M., Van Baar, C. E., Van Langen, P. P., DeLooze, M. P., & Van Dieen, J. H. (1992). Coordination of the leg muscles in backlift and leglift. Journal of Biomechanics, 25(11), 1279-1289.
- Trafimow, J. H., Schipplein, O. D., Novak, G. J. & Andersson, G. B. J. (1993). The effects of quadriceps fatigue on the technique of lifting. Spine, 19(6), 687-695.

- Van Dieën, J.H., Hoozemans, M.J.M., & Toussaint, H. (1999). Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. Clinical Biomechanics, 14, 685-696.
- Van Dieën, J.H., Creemers, M., Draisma, I., & Toussaint, H. (1994). Repetitive lifting and spinal shrinkage, effects of age and lifting technique. Clinical Biomechanics, 9, 367-374.
- Villagra, F., Cooke, C. B., & McDonagh, M. J. N. (1993). Metabolic cost and efficiency in two forms of squatting exercise in children and adults. European Journal of Applied Physiology, 67, 549-553.
- Waters, T.R., Putz-Anderson, V., Garg, A., & Fine, L.J. (1993). Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. Ergonomics, 36(7), 749-776.
- Welbergen, E., Kemper, H. C. G., Knibbe, J. J., Toussaint, H. M., & Clysen, L. (1991). Efficiency and effectiveness of stoop and squat lifting at different frequencies. Ergonomics, 34(5), 613-624.
- Yamamoto, I., Panjabi, M., Crisco, T., & Oxland, T. (1989). Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. Spine, 14(11), 1256-1260.
- Zhu, Z., & Zhang, Z. (1990). Maximum acceptable repetitive lifting workload by Chinese subjects. Ergonomics, 33(7), 875-884.

ANNEXES

Annexe A - Formulaire de consentement

Titre du projet: **Influence de la rotation axiale et de la vélocité d'exécution sur le chargement articulaire lors du soulèvement de charge.**

Chercheur: **Yves G. Levesque**

Codirecteurs: **Denis Gagnon Ph.D. et René Therrien, Ph.D.**

La présente étude, pour laquelle nous sollicitons votre participation, a comme objectif de déterminer les effets de la rotation axiale et de la vitesse de soulèvement sur les composantes biomécaniques de trois techniques de soulèvement de charge.

Vous serez convoqué à une séance de collecte de données en laboratoire. La séance durera environ 2 heures. Des repères seront fixés sur votre peau afin de permettre l'analyse des mouvements, qui seront enregistrés à l'aide de caméras vidéo. Les forces externes seront mesurées à partir des plates-formes dynamométriques placées sous les pieds du sujet. Au début de la séance, des mesures anthropométriques de certains segments seront prises. Les enregistrements vidéo serviront uniquement aux fins de cette étude.

Lors de la séance de mesures biomécaniques, vous aurez à soulever une caisse de 12Kg en fonction de trois techniques (tronc, jambe ou libre), et de deux vitesses d'exécution (lente et rapide) pour ensuite déposer sur une étagère placée devant vous (à l'avant ou décalée de 15 ou 30 degrés). Ces tâches représentent des efforts normaux pour des manutentionnaires du secteur industriel. Les risques associés à ce genre de tâche, bien que présents, seront minimales dans le contexte contrôlé de cette étude. Une période est prévue au début de la séance de mesure pour vous démontrer et vous faire pratiquer chacune des tâches afin de s'assurer que vous pouvez faire tous les mouvements adéquatement.

Vous recevrez la somme de 20 dollars pour votre participation à cette étude. Les données enregistrées, les bandes vidéo et toutes autres informations qui seront recueillies durant cette étude seront codées de manière à les dépersonnaliser et à préserver la confidentialité.

Signatures

Si vous reconnaissez avoir été informé sur les buts et le déroulement de l'expérience et acceptez d'y participer, auriez-vous l'obligeance de signer ce formulaire. Il est clair que vous conservez le droit de vous retirer de l'expérience en tout moment si vous en décidez ainsi.

Date: _____

Sujet: _____

Chercheur: _____

Annexe B - Questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique (Q-AAP version révisée en 1998)

Questionnaire sur l'aptitude
à l'activité physique - Q-AAP
(version révisée en 1998)

Q - AAP et VOUS

(Un questionnaire pour les gens de 15 à 69 ans)

L'exercice physique pratiqué d'une façon régulière constitue une occupation de loisir saine et agréable. D'ailleurs, de plus en plus de gens pratiquent une activité physique de façon régulière. Règle générale, augmenter la pratique sportive n'entraîne pas de risques de santé majeurs. Dans certains cas, il est cependant conseillé de passer un examen médical avant d'entreprendre un programme régulier d'activités physiques. Le Q-AAP (questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique) vise à mieux cerner les personnes pour qui un examen médical est recommandé.

Si vous prévoyez modifier vos habitudes de vie pour devenir un peu plus actif(ve), commencez par répondre aux 7 questions qui suivent. Si vous êtes âgé(e) de 15 à 69 ans, le Q-AAP vous indiquera si vous devez ou non consulter un médecin avant d'entreprendre votre nouveau programme d'activités. Si vous avez plus de 69 ans et ne participez pas d'une façon régulière à des activités physiques exigeantes, vous devriez consulter votre médecin avant d'entreprendre ces activités.

Lisez attentivement et répondez honnêtement à chacune des questions suivantes. Le simple bon sens sera votre meilleur guide pour répondre correctement à ces questions. Cochez OUI ou NON.

OUI	NON	
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1. Votre médecin vous a-t-il déjà dit que vous souffriez d'un problème cardiaque et que vous ne deviez pas participer qu'aux activités physiques prescrites et approuvées par un médecin?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2. Ressentez-vous une douleur à la poitrine lorsque vous faites de l'activité physique?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3. Au cours du dernier mois, avez-vous ressenti des douleurs à la poitrine lors de périodes autres que celles où vous participiez à une activité physique?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4. Éprouvez-vous des problèmes d'équilibre reliés à un étourdissement ou vous arrive-t-il de perdre connaissance?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	5. Avez-vous des problèmes osseux ou articulaires qui pourraient s'aggraver par une modification de votre niveau de participation à une activité physique?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	6. Des médicaments vous sont-ils actuellement prescrits pour contrôler votre tension artérielle ou un problème cardiaque (par exemple, des diurétiques)?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	7. Connaissez-vous une autre raison pour laquelle vous ne devriez pas faire de l'activité physique?

OUI à une ou plusieurs questions

Si vous
avez
répondu

Consultez votre médecin AVANT d'augmenter votre niveau de participation à une activité physique et AVANT de faire évaluer votre condition physique. Dites à votre médecin que vous avez complété le questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique et expliquez-lui précisément à quelles questions vous avez répondu "oui".

- Il se peut que vous n'ayez aucune contre-indication à l'activité physique dans la mesure où vous y allez lentement et progressivement. Par ailleurs, il est possible que vous ne puissiez faire que certains types d'efforts adaptés à votre état de santé. Indiquez à votre médecin le type d'activité physique que vous comptez faire et suivez ses recommandations.
- Informez-vous quant aux programmes d'activités spécialisés les mieux adaptés à vos besoins, efforts dans votre localité.

NON à toutes ces questions

Si, en toute honnêteté, vous avez répondu "NON" à toutes les questions du Q-AAP, vous êtes dans une certaine mesure, assuré(e) que:

- vous pouvez augmenter votre pratique régulière d'activités physiques en commençant lentement et en augmentant progressivement l'intensité des activités pratiquées. C'est le moyen le plus simple et le plus sécuritaire d'y arriver.
- vous pouvez faire évaluer votre condition physique. C'est le meilleur moyen de connaître votre niveau de condition physique de base afin de mieux planifier votre participation à un programme d'activités physiques. Il est aussi fortement recommandé de faire mesurer votre pression artérielle. Si elle est supérieure à 144/94, demandez l'avis à votre médecin avant d'augmenter votre niveau d'activité physique.

REMETTRE À PLUS TARD L'AUGMENTATION DE VOTRE PARTICIPATION ACTIVE:

- si vous souffrez présentement de fièvre, d'une grippe ou d'une autre affection passagère, attendez d'être remis(e); ou
- si vous êtes enceinte ou croyez l'être, consultez votre médecin avant de modifier votre niveau de pratique sportive régulière.

Veuillez noter que si votre état de santé se trouve modifié de sorte que vous deviez répondre "OUI" à l'une ou l'autre des questions précédentes, consultez un professionnel de la santé ou de la condition physique, afin de déterminer s'il vous faut modifier votre programme d'activités.

Formulaire conceptuel du Q-AAP: La Société canadienne de physiologie de l'exercice, Santé Canada et ses représentants n'assument aucune responsabilité vis-à-vis des accidents qui pourraient survenir lors de l'activité physique. Si, après avoir complété le questionnaire ci-dessus, un doute persiste quant à votre aptitude à faire une activité physique, consultez votre médecin avant de vous y engager.

Nous vous encourageons à copier le Q-AAP dans sa totalité

Dans la mesure où le Q-AAP est administré avant que la personne ne s'engage dans un programme d'activités ou qu'elle fasse évaluer sa condition physique, la section suivante constitue un document ayant une valeur légale et administrative.

Je soussigné(e) affirme avoir lu, compris et complété le questionnaire et avoir reçu une réponse satisfaisante à chacune de mes questions.

NOM _____

SIGNATURE _____

DATE _____

SIGNATURE D'UN PARENT
ou TUTEUR (pour les mineurs) _____

TÉMOIN _____



Société canadienne de physiologie de l'exercice
Canadian Society for Exercise Physiology

Avec l'appui de:



Santé
Canada

Health
Canada

suite au verso...